

# **Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen**

"Mit dem Blindenstock durch Adern tasten!"

Vom Fachbereich 18  
Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung der Würde  
eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
genehmigte Dissertation

von

**Dipl.-Ing. Thorsten Alexander Kern**

geboren am 03. Oktober 1975  
in Frankfurt am Main

Referent	Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
1. Korreferent	Prof. Dr.-Ing. habil. Georg Bretthauer
2. Korreferent	Prof. Dr. med. Peter Doenecke

Tag der Einreichung:	28. Juni 2006
Tag der mündlichen Prüfung:	15. Dezember 2006

D 17  
Darmstadt 2006

## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit habe ich im Rahmen meiner Tätigkeit als Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen an der Technischen Universität Darmstadt angefertigt.

Ich bedanke mich in besonderem Maße bei Prof. Dr.-Ing. habil. R. Werthschützky für die Betreuung der Arbeit, den Freiraum bei deren Umsetzung und die immer währende Unterstützung bei all den Ideen und Projekten, die mal mit mehr, mal mit weniger Erfolg in den vergangenen Jahren abgeschlossen wurden.

Ich bedanke mich bei Hr. Dr. med. Jörg Herrmann, dessen Freundschaft und Bereitschaft über die Grenzen seines medizinischen Tätigkeitsfeld hinweg zu schauen erst die grundlegenden Ideen zu dieser Arbeit ermöglicht haben.

Besonders danke ich Hr. Prof. Dr. med. P. Doenecke des Klinikums Darmstadt für die Möglichkeit, jederzeit das Katheterlabor für einen Einblick in die Praxis zu nutzen. Ich danke auch Hr. Dr. med. W. Jung für die vielen Hinweise und sein Interesse an diesem Projekt.

Ich danke meiner Frau Silke für ihre Hilfe und Rat. Ohne sie als ruhenden Pol hätte ich nicht die Kraft gefunden, den häufig wechselnden Herausforderungen gelassen zu begegnen.

Weiterhin danke ich meinen Eltern für die Werte, die sie mir vermittelt und die Ausbildung, welche sie mir ermöglicht haben.

Zu guter Letzt danke ich meinen Kollegen am Institut. Ohne ihre Kritik und Anregungen wäre der tägliche Arbeitsalltag farblos geblieben.

Darmstadt, im Juni 2006

Thorsten Kern

# Inhaltsverzeichnis

<b>Formelzeichen</b>	<b>vii</b>
<b>Indizes</b>	<b>ix</b>
<b>Abkürzungen</b>	<b>xi</b>
<b>Glossar</b>	<b>xiii</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Forschungsschwerpunkte . . . . .	3
1.2 Strukturierung der Arbeit . . . . .	4
<b>2 Aufgabendefinition</b>	<b>5</b>
2.1 Katheterisierungen . . . . .	5
2.1.1 Ablauf einer Katheterisierung . . . . .	7
2.1.2 Etablierte Standardmethoden . . . . .	9
2.1.3 Verbesserungspotential . . . . .	13
2.1.4 Ansätze zur Verbesserung von Katheterisierungen . . . . .	15
2.2 Haptische Assistenzsysteme . . . . .	16
2.2.1 Biologische Grundlagen zur haptischen Wahrnehmung am Menschen	16
2.2.2 Technologische Grundlagen haptischer Systeme . . . . .	21
2.2.3 Stand der Technik medizinischer Assistenzsysteme . . . . .	28
2.3 Ableitung der Aufgabe . . . . .	32
2.3.1 Vorstellung des Konzeptes . . . . .	32
2.3.2 Einschätzung der Aufgabe . . . . .	32
<b>3 Das Assistenzsystem <i>HapCath</i></b>	<b>35</b>
3.1 Strukturierung des Assistenzsystems . . . . .	35
3.2 Teilprobleme des Assistenzsystems . . . . .	39

<b>4</b>	<b>Ableitung der Anforderungen an die Kraftsensorik</b>	<b>41</b>
4.1	Navigation in Gefäßen - Ergebnisse anderer Forscher . . . . .	41
4.1.1	Konzept zur intravasculären Navigation . . . . .	41
4.1.2	Ergebnisse der intravasculären Navigation . . . . .	42
4.2	Generelle Überlegungen zur Berechnung der Kraftwirkungen auf Führungsdrähte . . . . .	46
4.3	Mechanische Charakterisierung von Führungsdrähten . . . . .	47
4.3.1	Mechanischer Aufbau . . . . .	48
4.3.2	Mechanische Eigenschaften . . . . .	49
4.3.3	Simulation des mechanischen Verhaltens . . . . .	50
4.4	Modellbildung von Gefäßen . . . . .	52
4.4.1	Modellbildung viskoelastischer Materialien . . . . .	54
4.4.2	Eigener Ansatz zur Modellbildung . . . . .	59
4.4.3	Umsetzung des erweiterten Ansatzes in einen Algorithmus . . . . .	66
4.5	Simulation von bewegten Führungsdrähten in Gefäßbäumen . . . . .	69
4.6	Ergebnisse der simulierten Führungsdraht-Gefäßwand-Interaktion . . . . .	72
4.6.1	Amplitude der auftretenden Kräfte an der Spitze . . . . .	72
4.6.2	Amplitude der auftretenden Kräfte entlang des Führungsdrahtes . . . . .	74
4.6.3	Position der Kraftmessung im Führungsdraht . . . . .	74
4.6.4	Weitere Störgrößen . . . . .	74
<b>5</b>	<b>Ableitungen der Anforderungen an die haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle</b>	<b>77</b>
5.1	Charakterisierung der Nutzerimpedanz . . . . .	77
5.1.1	Passivität des Nutzers . . . . .	77
5.1.2	Der Nutzer als LTI-System . . . . .	79
5.1.3	Impedanzmessungen . . . . .	81
5.2	Wahrnehmung von Krafteindrücken . . . . .	93
5.2.1	Leistungsfähigkeit haptischer Displays . . . . .	93
5.2.2	Eigenschaften des haptischen Sinneskanals . . . . .	96
5.2.3	Methoden zur Quantifizierung von Sinneswahrnehmungen . . . . .	98
5.2.4	Methode der <i>Force-Impression (FIP)</i> . . . . .	100
5.2.5	Anwendung der <i>FIP</i> auf ausgewählte Beispiele . . . . .	112
5.2.6	Bewertung des Nutzens der <i>FIP</i> . . . . .	116
5.3	Integration in den Behandlungsablauf . . . . .	117
5.3.1	Einsatz und Umfeld . . . . .	117



5.3.2	Design-Konzept der Aktoreinheit . . . . .	119
<b>6</b>	<b>Technische Problemlösungen</b>	<b>123</b>
6.1	Systemanalyse . . . . .	123
6.1.1	Methode der Impedanz-Steuerung . . . . .	123
6.1.2	Methode der Impedanz-Regelung . . . . .	124
6.1.3	Methode der Admittanz-Regelung . . . . .	125
6.1.4	Methode der Admittanz-Steuerung . . . . .	126
6.1.5	<i>HapCath</i> detailliert . . . . .	126
6.2	Aktorauswahl und Entwurf . . . . .	130
6.2.1	Konzeption der Aktorprinzipien in Bezug auf <i>HapCath</i> . . . . .	131
6.2.2	Terminologie elektrodynamischer Aktoren . . . . .	132
6.2.3	Entwurf des Aktors . . . . .	134
6.2.4	Bewertung des Funktionsmusters entsprechend <i>FIP</i> -Methode . . . . .	142
6.3	Kraftsensor Auswahl und Entwurf . . . . .	145
6.3.1	Prinzipien zur Kraftmessung in der Übersicht . . . . .	146
6.3.2	Grundlagen optischer Messprinzipien . . . . .	148
6.3.3	Varianten optischer Kraftsensoren nach dem reflektiven Prinzip . . . . .	149
6.3.4	Versuche mit konvexen Verformungskörpern . . . . .	153
<b>7</b>	<b>Entwurf des Gesamtsystems <i>HapCath</i></b>	<b>159</b>
7.1	Empfohlener Entwurf von <i>HapCath</i> . . . . .	159
7.2	Stabilitätsbetrachtung des rückgekoppelten Systems . . . . .	160
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>165</b>
8.1	Haptische Wahrnehmung . . . . .	165
8.2	<i>HapCath</i> . . . . .	168
8.3	Fazit . . . . .	169
	<b>Anhang</b>	<b>171</b>
<b>A</b>	<b>Konzentrierte mechanische Bauelemente</b>	<b>173</b>
<b>B</b>	<b>Haptik - häufige Fragestellungen</b>	<b>175</b>
B.1	<i>Der Mensch regelt beides, Kraft und Position?</i> . . . . .	175
B.2	<i>Haptische Displays können doch auch Positionen darstellen?</i> . . . . .	176
<b>C</b>	<b>Pflichtenheft</b>	<b>179</b>

<b>D Ursachen von Arteriosklerose</b>	<b>183</b>
D.1 Systematik der Stenosen . . . . .	183
D.2 Arteriosklerose - "Verkalkung" von Gefäßen? . . . . .	184
<b>E Weitere Störgrößen am Miniatur-Kraftsensor</b>	<b>189</b>
E.1 Temperatur . . . . .	189
E.2 Medien . . . . .	189
E.3 Schwankungen des Blutdrucks . . . . .	190
<b>F Beschreibung des Impedanzmessplatzes</b>	<b>195</b>
<b>G Einfluss der Katheterschleuse</b>	<b>199</b>
G.1 Aufbau der Schleuse . . . . .	199
G.2 Messwerte und Schlussfolgerungen . . . . .	200
<b>H Fingerkraftsensoren</b>	<b>203</b>
H.1 Konstruktion und Auslegung . . . . .	203
H.2 Kalibrierung und Messfehler . . . . .	205
<b>I Impedanzmessung der Finger</b>	<b>207</b>
I.1 Kenndaten der Güte der Näherung . . . . .	207
I.2 Normalverteilungsplots der Fingerimpedanzen . . . . .	208
I.3 Tabellarische Zusammenfassung der Modellparameter . . . . .	208
<b>J Praxisbezogene Berechnung der Lorentzkraft</b>	<b>215</b>
<b>K Kurzbeschreibung relevanter Akteurprinzipien</b>	<b>219</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>223</b>
<b>Eigene Veröffentlichungen</b>	<b>235</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>239</b>

## Formelzeichen

$A$	Fläche [m <sup>2</sup> ]
$A_j(\Delta z, d_0)$	Skalierungsvariable zur Berücksichtigung radialer Belastungen von Gefäßen []
$B$	Magnetische Flussdichte [H]
$C$	Elektrische Kapazität [F]
$D$	<i>Dynamik</i> eines haptischen Displays []
$E$	E-Modul [ $\frac{N}{m^2}$ ], auch Energie [Watt]
$E$	Energie [J], E-Modul [ $\frac{N}{m^2}$ ]
$F$	Kraft [N]
$G_i$	Übertragungsglied $G(p)$ in einem Blockschaltbild
$H_{\text{mech}}$	Mechanische Admittanz [ $\frac{m}{Ns}$ ]
$I_y$	axiales Flächenträgheitsmoment um $y$ [kg m <sup>2</sup> ]
$L$	Induktivität [H]
$M$	Drehmoment [Nm]
$P$	Druck [Pa], Leistung [W]
$R$	reeller elektrischer Widerstand [ $\Omega$ ]
$S_B$	Biegedehnung des Führungsdrahtes [N m <sup>2</sup> ]
$T$	Normierte Relaxationsfunktion []
$T$	<i>Transparency</i> eines haptischen Displays []
$T_R$	Die Relaxation bestimmender Vorfaktor nach FUNG []
$Z_{\text{mech}}$	Mechanische Impedanz [ $\frac{Ns}{m}$ ]
$\Delta K(t)$	Zeitabhängigkeit der Wahrnehmungskurve [s]
$\Delta l$	Länge des finiten Elementes eines Führungsdrahtes [m]
$\Delta x$	Auslenkung aus einer Ruhelage [m]
$\Theta$	Rotations-Massenträgheitsmoment [kg · m <sup>2</sup> ]
$\epsilon$	Dehnung []
$\omega$	Kreisfrequenz [ $2\pi f$ ]
$\sigma$	Mechanische Spannung [ $\frac{N}{m^2}$ ]
$\tau_1, \tau_2$	Relaxationskoeffizienten nach FUNG []

$\vartheta$	Temperatur [°C]
$\xi$	Verschiebung [m]
$a$	Beschleunigung [ $\frac{m}{s^2}$ ]
$c$	Relaxationskoeffizient nach FUNG
$d$	Dämpfung [ $\frac{s \cdot N}{m}$ ]
$d_0$	Stärke der Gefäßwand [m]
$f$	Frequenz [ $\frac{1}{s}$ ]
$i$	elektrischer Strom [A]
$j \cdot j = -1$	Komplexer Operator
$k$	Federkonstante [ $m^{-1} \cdot N$ ]
$l$	Länge [m]
$m$	Masse [kg]
$n$	Kraftverstärkungsfaktor von <i>HapCath</i> []
$n$	mechanische Nachgiebigkeit [ $m \cdot N^{-1}$ ]
$p = j\omega$	komplexe Kreisfrequenz
$r$	Reibkoeffizient [ $\frac{s}{m}$ ]
$s = j\omega + \varphi$	Bildvariable/Laplace Operator
$t$	Zeit [s]
$u$	elektrische Spannung [V]
$v$	Geschwindigkeit [ $\frac{m}{s}$ ]
$x, y, z$	Raumvektoren im karthesichen Koordinatensystem []

# Indizes

—	komplexe Größe
$T$	normiertes Symbol
0	grundlegende Messgröße
A	Aktorübertragungsfunktion
B	Koeffizient eines Biegers
CD	Regler eines haptischen Displays (Controller)
D1	Stellgrößen Übertragungsfunktion (i.d.R. Kraftübertragungsfunktion) des haptischen Displays, auch Kinematik oder Getriebeübersetzung
D2	haptisches Display, Übertragungsfunktion des Positions- oder Geschwindigkeitensensors
D3	haptisches Display, Übertragungsfunktion der Störgröße, i.d.R. Massen, Nachgiebigkeiten und Reibung
DA	haptisches Display, Störgrößenübertragungsfunktion Aktor
DG	haptisches Display, Störgrößenübertragungsfunktion Gefäß
DP	haptisches Display, Störgrößenübertragungsfunktion der Katheterschleuse (Port)
Din	haptisches Display, Kraftausgabe vor Berücksichtigung der Störgröße
ED	haptisches Display, Energiewandlerübertragungsfunktion
FA	kraftproportionale Steuergröße eines Aktors
FIP	Übertragungsfunktion der haptischen Wahrnehmung (Force-Impression)
FM	Signal einer Kraft als Messgröße
FSensor	Übertragungsfunktion eines Kraftsensors
F	Force/Kraft

GF	Übertragungsfunktion eines Führungsdrahtes
G	Übertragungsfunktion eines Gefäßes
H1	abstrakte Übertragungsfunktion der haptischen Wahrnehmung von Kräften durch den Menschen (Human)
H2	abstrakte Übertragungsfunktion der willentlichen Geschwindigkeitsausgabe durch den Menschen (Human)
H3	Übertragungsfunktion des Menschen (Human) für spontane Bewegungen mit Krafteingang.
H4	Übertragungsfunktion des Menschen (Human) für spontane Kraftausgabe mit Geschwindigkeitseingang.
H	haptisch
JND	Schwellwert, Just-Noticeable-Difference
const	statisch, konstant
gef	Größe, die aus der Interaktion mit einem Gefäß resultiert.
ind	induziert - bewusst erzeugt
in	Eingangsgröße eines Sensors
mess	gemessene Größe
noise	Störgröße
out	Schnittstellengröße zwischen haptischen Display und Nutzer
spo	spontan - unbewusst erzeugt
v	Geschwindigkeitsinformation
x	Positionsinformation
$g$	Grenze, häufig bei Grenzfrequenz
$K7$	Symbol auf Basis des 7-elementigen Kelvin-Modells
$i, j$	Laufindex
$x, y, z$	Vektorkomponenten der entsprechenden Raumrichtungen
...'	normierter Modellparameter des Kelvinmodells

## Abkürzungen

<i>FIP</i>	Force-Impression
<i>M</i>	Medien
$\Sigma$	Sterilität
<i>HapCath</i>	Haptic Catheter
ASO	Amplatzer Septal Occluder - Drahtschirm zum Verschluss von Vorhofs-Septumsdefekten
EC	Elektronic commutated - Elektronisch kommutierter Antrieb
ESB	Ersatzschaltbild
JND	Just Noteable Difference, kleinster wahrnehmbarer Unterschied einer physikalischen Größe, hier zumeist Kraft
LTI-System	Lineares zeitinvariantes System (Linear Time Invariant)
MRT	Magnet-Resonanz-Tomograph, auch MRI: Magnet-Resonanz-Imaging
PMMA	Poly-Methyl-Methacrylath, eine Form von Plexiglas
PT(C)A	perkutane transluminale (Coronar)-Angioplastie - Weitung eines verengten Gefäßes.





## Glossar

<i>HapCath</i>	Projektbezeichnung des DFG Förderprojektes WE 2308/3-1 2005 sowie des in dieser Arbeit beschriebenen Assistenzsystems.
abdominal	im Bauchraum
Athroplasty	Ersatz eines Gelenkes zur Wiederherstellung der Beweglichkeit.
Dillatation	Weitung
Dynamik	Bezeichnet die Breite des Frequenzbereiches, für den ein Sensor oder Aktor ausgelegt ist; im Gegensatz zu "Amplitudendynamik", was die Höhe des Hubs eines Aktorausgangs oder Sensoreingangs bezeichnet.
Endoskope	Medizinische Instrumente, welche eine Optik in Form eines Spiegel- oder Kamerasystems tragen.
Endoskopie	Inspektion von Hohlorganen durch optische Kontrolle.
endovascular	Die inneren (endo) Gefäße (vasculi) betreffend.
Exoskelett	Aus der Insektenkunde entlehnt. Stützende Körperstruktur, die gleichzeitig die äußere Hülle des Organismus bildet. In der Technik häufig angetriebene Einheit, welche an den Gliedmaßen getragen wird und diese in ihrer Funktion unterstützt. In der Medizin ein anderer Begriff für <i>Fixateur extern</i> zur Stabilisierung gesplitteter Knochen.
fibrös	Durch den Blutgerinnungsfaktor 1 (Fibrin) gebildete Ablagerung
Fissur	Spalte oder Furche

Force-Impression ( <i>FIP</i> )	Neuartige Methode die haptische Sinneswahrnehmung zu quantifizieren.
French [F]	Einheit für die Bemessung des Durchmessers von Kathetern und Führungsdrähten. 1 F entspricht 0,33 mm
Haptic Controller	Einheit, welches die Anbindung eines haptischen Displays an ein technisches System - häufig eine Simulation - sowie die dazu notwendige Signalverarbeitung übernimmt.
Haptic Display	Elektromechanische Einheit, mit bekannten Übertragungseigenschaften Kräfte proportional einer Stellgröße ausgibt und Positionen misst.
Haptic Interface	Oberbegriff für ein System, was aus einem haptischer Kontrolleinheit (haptic controller) sowie einem haptischen Display besteht.
Intervention/interventionell	Notwendige therapeutische oder vorbeugende ärztl. Maßnahme, welche mit einem Eingriff verbunden ist.
invasiv	Verfahren, welches die Körperintegrität verletzt - also eindringt.
Katheter	Kunststoffschlauch, durch welchen Werkzeuge in Hohlorgane eingebracht werden.
Kontrastmittel	Flüssigkeit, welche Röntgenstrahlung absorbiert und zur Sichtbarmachung von Gefäßen verwendet wird. Es besteht vor allem aus Zucker.
Läsion	allgemein: Störung, häufig im Sinne von: Verletzung
Lipid	Fett
Palpieren	Berühren, Abtasten
Plaque	Räumlich ausgedehnte Gewebeveränderung.

Reflux	Rückfluss, in Zusammenhang mit dem Herzen: Rückfluss von Blut aus der Hauptkammer in den Vorhof bei Kontraktion der Hauptkammer.
Restenoserate	Zeitraum, bis zu dem ein definierter Prozentsatz an behandelten Stenosen sich wieder ausgebildet hat.
Retina	Netzhaut
Ruptur	Zerreißung
Septum	Scheidewand, insb. am Herzen zwischen den Vorhöfen (siehe ASO).
somatotrope Anordnung	Zuordnung der Körperareale zu Abschnitten der primären motorischen Rinde
Stenose	Krankhafte Verengung eines Gefäßes.
Stent	Draht- oder Polymergeflecht, welches nach der Weitung von Stenosen als Stützstruktur in Gefäße eingebracht wird.
vitro (in)	im Reagenzglas bzw. außerhalb des Organismus
vivo (in)	innerhalb des Organismus
vulnerabel	verletzlich
zerebraler Kortex	Großhirnrinde

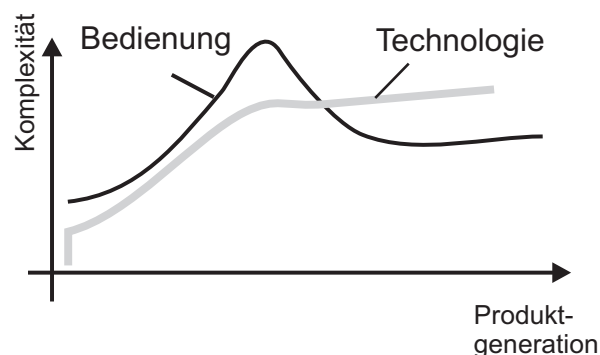


# 1 Einleitung

Grundlegende Motivation für technologischen Fortschritt ist das Bedürfnis, Arbeitsabläufe zu erleichtern, neue Ressourcen zu erschließen und Wissen zu erhalten. Hierzu hat der Mensch eine Vielzahl von "Werkzeugen" erdacht, die Bewegungen beschleunigen, Informationen übermitteln und verarbeiten sowie den Zugang zu Bereichen ermöglichen, der ohne technische Hilfsmittel nicht möglich wäre. Schnittstelle bei jeglicher Entwicklung ist dabei letztendlich der Mensch. Entweder in der Form, dass er physisch bewegt oder manipuliert wird, dass Informationen für ihn aufbereitet und über seine Sinneskanäle vermittelt werden, oder dass sein Wissen dauerhaft archiviert wird. Die technische Entwicklung, die Thema dieser Arbeit ist, kombiniert mehrere dieser "Werkzeuge": Sie erfasst Informationen in Regionen, die dem Menschen schwer zugänglich sind, sie überträgt die gewonnenen Daten und vermittelt diese Daten über den noch selten genutzten haptischen Sinneskanal. Die technische Entwicklung fällt in die Klasse der Medizinprodukte.

Unter den Begriff Medizintechnik fällt ein extrem großes Tätigkeitsfeld für Ingenieure. Begonnen bei scheinbar einfachen technischen Problemstellungen von starren Instrumenten, Transportbehältern, Verpackungen und Einwegprodukten über komplexe mechanische und elektromechanische Instrumente für chirurgische Eingriffe, Therapie und Diagnostik, bis hin zu integrierten und vernetzten Bildgebungssystemen, wie der Vielzahl von Ultraschallstationen in einer Klinik, den Magnetresonanztomographen oder neueren Verfahren zur Therapie, wie der Bestrahlung durch Schwerionen. Allgemein unterliegt die Medizintechnik hierbei dem üblichen Trend in der Entwicklung von Technologie: Die medizinischen Systeme profitieren kontinuierlich von Erkenntnissen aus unterschiedlichen technologischen Disziplinen, was eine ununterbrochene Weiterentwicklung der medizinischen Werkzeuge mit sich bringt. Ein klassisches Beispiel ist die Entwicklung von Röntgenschirmen, die zur Betrachtung von Schnitt- und Durchleuchtungsaufnahmen dienen. Beginnend bei der Öllampe als Lichtquelle, Leuchtstoffröhren-Schirme mit Streuglasscheibe über 2D Monitore im nicht-sterilen Bereich, 2D Monitore im sterilen Bereich bis hin zu 3D Monitoren im Bedienfeld des Chirurgen, hat ein Transfer der Entwicklungen der Unterhaltungselektronik in die Operationssäle der Gegenwart stattgefunden. Dieser Transfer umfasst dabei grundsätzlich ein Redesign, das die Produkte den Gegebenheiten und medizinischen Anforderungen anpasst. Wie wichtig dieses Redesign ist, zeigt ein Beispiel aus dem Gebiet der chirurgischen Medizintechnik. Hier wurde der Ver-

such unternommen, Roboter der Automatisierungstechnik mit marginalen Änderungen in die Chirurgie zu übernehmen, ohne dabei abschließend auf die Variabilität der zu behandelnden biologisch gewachsenen Struktur einzugehen (z.B. RoboDoc - siehe auch Abschnitt 2.2.3). Dies führt zu sehr widersprüchlichen Ergebnissen beim Einsatz dieser Verfahren. Andere Systeme (z.B. DaVinci) verfolgen die Strategie der *erweiterten Assistenz*, die dem Arzt die Entscheidungsfreiheit und Kontrolle überlässt und dabei einen gegenüber Standardprozeduren größeren Funktions- und Manipulationsumfang bietet. Ein Nachteil dieser Systeme ist allerdings, dass die Komplexität der Produkte einer in quasi allen Bereichen zu beobachtenden Gesetzmäßigkeit (Abb. 1.1) folgt.



**Abb. 1.1:** Qualitativer Verlauf der Komplexität von Produkten.

Während die technische Komplexität von Produktgeneration zu Produktgeneration zunimmt, erreicht die Komplexität der Bedienung einen Scheitelpunkt, ab dem sie wieder auf das für die Grundfunktionen notwendige Maß reduziert wird. Die Dauer, bis der Scheitelpunkt erreicht wird, ist dabei abhängig von der Zielgruppe, die das Produkt einsetzt. Eine geringstmögliche OP-Zeit hat sowohl ökonomische Bedeutung für den Träger der Einrichtung als auch vitale Bedeutung für den Patienten. Daher ist der Markt im medizinischen Sektor im Vergleich zu Märkten für allgemeine Nutzer nicht kompromissbereit, unnötig viel Zeit in das Erlernen der Handhabung komplex gestalteter Produkte für erweiterte Funktionalitäten zu investieren. Dies hat den positiven Effekt, dass die Bedienkonzepte von Medizinprodukten eine stärkere Berücksichtigung in der Entwicklung finden als dies in anderen Disziplinen der Fall ist.

Ein anderes augenfälliges Merkmal sind die Zykluszeiten von Innovationen in der Medizintechnik. Entwicklung, Einführung, Evaluation und klinische Studien, Steigerung des Bekanntheitsgrades und im günstigsten Fall die Integration des Produktes in den Leistungskatalog der

Krankenkassen resultieren in Innovationszeiten, die um den Faktor fünf bis zehn oberhalb vergleichbarer Technologien am Konsummarkt liegen. Entsprechend weitreichend und sorgsam ausgewählt müssen Konzepte und Produktideen sein, mit deren Umsetzung in Funktionsmuster und Prototypen heute begonnen wird. Im Interesse der Neuheit ist es dabei von Vorteil, sich mit Technologien zu beschäftigen, die bisher auch im Konsumermarkt noch nicht etabliert sind, aber ein großes Entwicklungspotential aufweisen. Die Chance, hier einen Mehrwert zu generieren, ist hoch. Im Gegensatz dazu steht der Transfer von heute gängigen Produkten aus dem Konsumermarkt in die Medizintechnik. Dieser wird bereits durch hinreichend viele Unternehmen und Forschungsinstitute forciert. Die Einführung haptischer Displays im Rahmen von medizinischen Assistenzsystemen kann den erstgenannten Systemen zugeordnet werden.

## 1.1 Forschungsschwerpunkte

Ausgehend von einer Analyse der haptischen Wahrnehmung, Definition und Klassifizierung der Begrifflichkeiten und der Identifikation des medizinischen Umfeldes sowie der dort bereits experimentell getesteten und etablierten Assistenzsysteme, wird in der vorliegenden Arbeit die Aufgabe formuliert, ein Assistenzsystem für Katheterisierungen zu entwickeln. Dieses soll Kräfte an der Spitze eines Führungsdrahtes bzw. Katheters von 0,33 mm Durchmesser (1 French [F]) messen und diese Kräfte dem behandelnden Arzt durch eine Aktoreinheit am Führungsdraht bzw. Katheter haptisch darstellen (Abschnitt 2.3).

Das Assistenzsystem ist eine aus Aktorik, Kraftsensorik und Steuerung bestehende elektromechanische Einheit mit Rückkopplung. Im Rahmen dieser Arbeit wird der Schwerpunkt auf die Strukturierung und Systematisierung der Aufgabenstellung, der Ableitung von Lösungsansätzen und deren theoretische und experimentelle Bewertung gelegt. Für die Entwicklung der Sensorik bildet die exakte quantitative Analyse der Gefäße die Ausgangsbasis. Um die Anforderungen an die Aktorik abzuleiten, sind die mechanischen Eigenschaften des Nutzers - Mediziners - und die menschliche Wahrnehmung von Kräften zu bestimmen. Hierfür wird die neuartige Theorie der *Force-Impression* formuliert, die einen quantifizierbaren Zugang zur Analyse haptischer Systeme ermöglicht. Neben den Anforderungsermittlungen wird für alle technischen Teilprobleme ein erster Entwurf durchgeführt, aufgebaut und analysiert. Dabei liegt der Schwerpunkt auf der optischen Kraftsensorik und auf der für haptische Applikationen optimierten Aktorik. Aufbauend auf dem abgeschlossenen Komponentenentwurf erfolgt der Gesamtentwurf des haptischen Assistenzsystems. Die Arbeit schließt mit einem Ausblick zu allen behandelten Punkten und einer Überleitung zu den weiterführenden Arbeiten.

Die weiterführenden Arbeiten erfolgen seit 2004 im Rahmen eines von der DFG finanzier-

ten Forschungsprojektes *HapCath*. Voraussetzung zur Genehmigung dieses Projektes waren die Ergebnisse der vom Autor durchgeführten Vorlaufforschungen, deren Angabe und vervollständigung den Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit bilden.

### 1.2 Strukturierung der Arbeit

Die Aufteilung der Kapitel sowie die Strukturierung des Projektes *HapCath* ergibt sich daher wie folgt:

- Kapitel 2 umfasst die Erläuterung des Umfeldes für das Projekt *HapCath*. Es gibt einen Einblick in die Problematik der haptischen Beschreibung und leitet die medizinische und technische Motivation ab.
- Kapitel 3 behandelt die Formulierung der technischen Struktur zum Projekt *HapCath*. Daraus ableitend ergibt sich die Identifikation relevanter Methoden und Verfahren zur Lösung der Teilprobleme. Hierzu zählen die Aufgaben die zu erwartenden Kräfte zu quantifizieren (Kapitel 4), indem eine virtuelle Test- und Evaluationsumgebung geschaffen wird, sowie die Wahrnehmung von Kräften zu diskutieren (Kapitel 5), um daraus ableitend allgemeingültige Kriterien für die Charakterisierung und die Auslegung haptischer Displays zu formulieren.
- Kapitel 6 befasst sich mit der Umsetzung erster Funktionsmuster und Prototypen für alle Teilprobleme mit dem Ziel, eine Umsetzbarkeit des Projektes nachzuweisen. Hierfür wird ein geeignetes haptisches Display entwickelt und ein optischer Kraftsensor wird in Theorie und Praxis vorgestellt sowie die Übertragungsglieder der Struktur von *HapCath* ausformuliert. Hieran schließt sich in Kapitel 7 die abschließende Betrachtung des Entwurfs des Gesamtsystems sowie die Stabilitätsanalyse des rückgekoppelten Systems an.
- Kapitel 8 beendet die Arbeit mit Blick auf den Status der einzelnen Teilprobleme und einem Ausblick auf anschließende bzw. bereits laufende Forschungsarbeiten.



## 2 Aufgabendefinition

Das folgende Kapitel dient der Klärung der für diese Arbeit gesetzten Aufgaben. Es beginnt mit einer kurzen Einführung in die Disziplin der Katheterisierungen am Menschen. Im Zuge der präzisen Aufgabendefinition werden die biologischen Grundlagen haptischer Wahrnehmung erläutert. Die Terminologie bezüglich der Beschreibung haptischer Technologien wird dargelegt. Anschließend folgt die Betrachtung des Bereiches haptischer Assistenzsysteme an einigen Beispielen. Hierbei liegt der Schwerpunkt auf der Telemanipulation von Objekten sowie medizinischen Applikationen. Resultierend aus diesen Überlegungen wird die zentrale Aufgabe des Projekts *HapCath* formuliert. Das Kapitel schließt mit einer Bewertung des Vorhabens aus medizinischer Sicht.

### 2.1 Katheterisierungen in der Medizintechnik

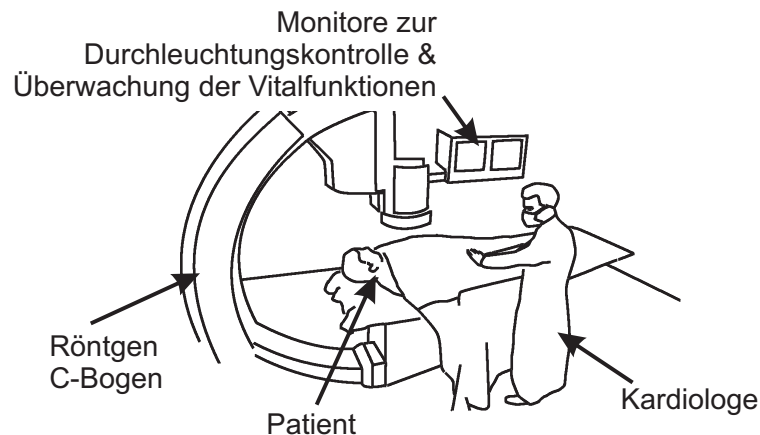
Ein medizinischer Bereich, in dem es bisher ausschließlich auf das manuelle Geschick des Mediziners ankommt, ist das Feld der interventionellen Katheterisierungen. Systeme, die hier Assistenz erlauben, befinden sich ausschließlich im Forschungsstadium und sind für sehr spezielle Anwendungen ausgelegt (siehe Abschnitt 2.2.3). Das in dieser Arbeit behandelte System ist als Assistenzsystem für beliebige Katheterisierungen vorgesehen. Im Folgenden wird ein kurzer Einblick in den Stand der diagnostischen und therapeutischen Kathetertechnik gegeben.

Als Katheterisierung wird in der Medizintechnik das Einführen von Schläuchen - Kathetern - in menschliche Gefäße oder Hohlorgane zum Zweck der Diagnostik und Therapie bezeichnet. Von der Katheterisierung ist die Endoskopie zu unterscheiden. Hier erfolgt mittels Instrumenten, die eine Optik in Form eines Spiegel- oder Kamerasystems tragen, die Darstellung von Hohlorganen oder Körperhöhlen als ein direktes Bild. Hierunter fallen z.B. Bronchoskopie (Inspektion der Atemwege), Ösophago-Gastro-Duodenoskopie (Inspektion des Darms), Koloskopie (Inspektion des Dickdarms) und laparoskopische operative Eingriffe.

Katheter werden in mehreren medizinischen Disziplinen, wie der Kardiologie, Radiologie, Neuroradiologie sowie bei endoskopisch kontrollierten Eingriffen verwendet. Die im Rahmen dieses Projektes vorgesehenen Anwendungsschwerpunkte liegen in der Kardio- und der Radiologie. Die Gründe sind:

- Kardiologische und radiologische Katheterisierungen, insbesondere therapeutischer Art, sind mit je knapp vier Millionen Kardio-Katheterisierungen und einer vergleichbaren Anzahl von Radio-Katheterisierungen pro Jahr allein in Deutschland [20] die am häufigsten angewandte und am besten medizinisch dokumentierte Gruppe von intravasalen Katheterisierungen.
- Kardiologische Untersuchungen in den am Herzen in ständiger Bewegung befindlichen Gefäßen stellen einen Worst-Case-Einsatzbereich bezüglich der Beanspruchung und der Wirkung der Störgrößen, wie z.B. Blutdruck, dar.
- Die Häufigkeit von Katheterisierungen mit therapeutischer Absicht ist in der invasiven Kardiologie verglichen mit der allgemeinen Radiologie hoch.
- Die Katheter in der Kardiologie und Radiologie ( $l < 1$  m) sind gegenüber den Kathetern in der Anästhesie und der Urologie ( $l > 0,5$  m) länger, so dass sich die besonderen Vorteile des neuartigen Assistenzsystems deutlicher herausstellen.
- Die Bewegung der Katheter in der Endoskopie bzw. im Rahmen von endoskopisch kontrollierten Eingriffen kann im Gegensatz zur Kardiologie unter direkter optischer Kontrolle erfolgen.

Die in der Kardio- bzw. Radiologie praktizierten Katheterisierungen sind entweder diagnostischer oder therapeutischer Art und grundsätzlich invasiv. Das Umfeld und der Ablauf einer Katheterisierung ist in weiten Teilen ähnlich, unabhängig von der Art des Eingriffs. Für eine Katheterisierung benötigt man neben dem Katheter und den damit verbundenen Hilfsmitteln, wie Drähten und Schleusen, immer die Möglichkeit der röntgenographischen Bildgebung zu dessen Lagekontrolle und zum Treffen diagnostischer Aussagen über die Gefäße. Ein solcher Arbeitsplatz wird z.B. in der Kardiologie als Linksherzkatheterlabor oder Linksherzkathetermessplatz bezeichnet (Abb. 2.1). Die Bildgebung erfolgt durch ein Röntgengerät (C-Bogen), das in seinem Winkel und in seinem Fokus vom Kardiologen gesteuert wird. Die Aufnahmen werden dem Arzt instantan als Film zur Verfügung gestellt. Der Arzt hat über die Bedienkonsole des Röntgengeräts die Möglichkeit, bereits während des Eingriffs alle Aufnahmen abzurufen. Das Röntgengerät befindet sich, wie der Arzt, direkt am Patienten. Die über viele Eingriffe kumulierte Strahlendosis stellt für den Mediziner trotz Schutzbekleidung ein Gefährdungspotential dar.

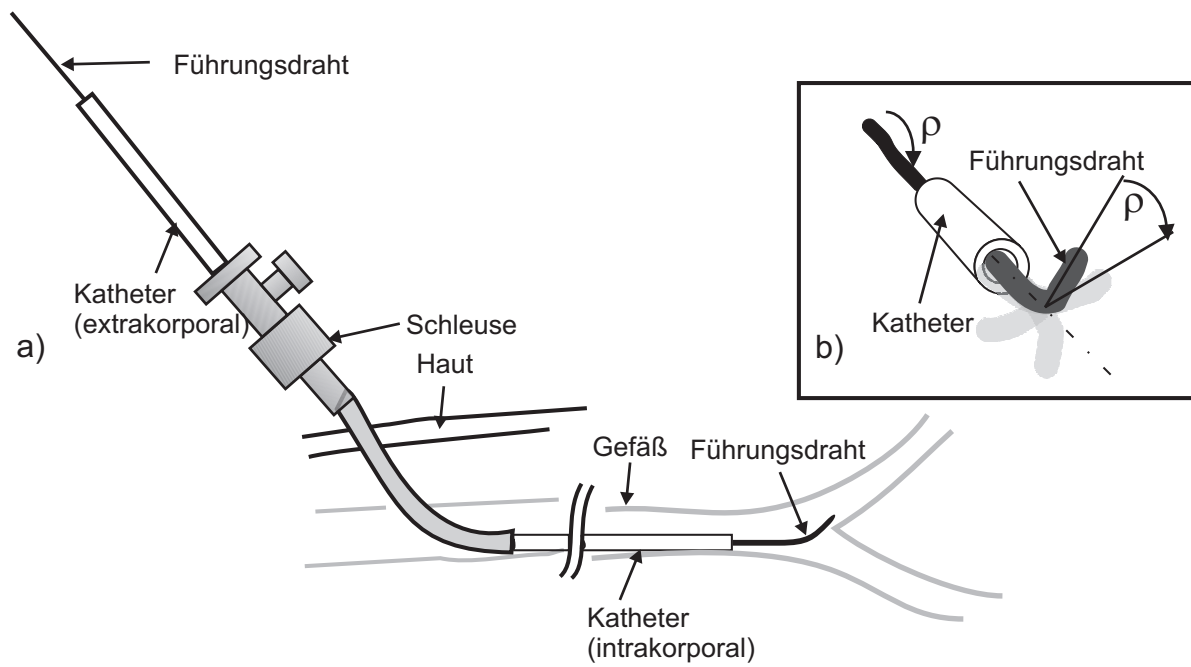


**Abb. 2.1:** Skizze des Umfelds bei einer Katheterisierung im Katheterlabor [125] .

### 2.1.1 Ablauf einer Katheterisierung

Das zu katheterisierende Gefäß wird mit einem kleinen, ca. 5 mm langen Schnitt geöffnet. Zugangspunkt ist bei kardiologischen Katheterisierungen üblicherweise eine Arterie in der Leistengegend (Arteria femoralis), seltener auch eine Arterie im Oberarmbereich (Arteria brachialis). In die Arterie wird eine Schleuse eingeführt, die einen schnellen Wechsel der Katheter bzw. Führungsdrähte ohne größeren Blutverlust ermöglicht. Durch die Schleuse wird der Führungsdraht in das Gefäß geschoben. Als Führungsdraht wird im einfachsten Fall ein biokompatibel beschichteter Edelstahl- oder Nickel-Titan-Draht mit einem Durchmesser zwischen 0,36 mm bis 1,6 mm (1 bis 5 French [F]) und einer Länge von bis zu 1,5 m verwendet. Der Durchmesser des Drahtes richtet sich dabei nach der Art der Untersuchung und den anschließend verwendeten Kathetern. Die Drähte sind ausgesprochen torsionssteif. Die Spitze des Drahtes ist weich, um beim Vorschub die Gefäßwände nicht zu verletzen. Weiterhin weist er eine Biegung auf. Diese dient dazu, durch Drehen am Ende des Drahtes die Spitze in ein abzweigendes Gefäß einfädeln zu können (Abb. 2.2).

Der Führungsdraht wird durch das Gefäß bis zum Zielort geleitet. Dies erfolgt kontrolliert durch kontinuierliche Bildgebung. Zur Orientierung stehen dem Mediziner nur seine Erfahrung und zweidimensionale Röntgenprojektionen zur Verfügung. Durch Drehen am äußeren (distalen) Ende des Katheters kann die gebogene Spitze bewegt und somit navigiert werden, um z.B. Abzweigungen zu finden und/oder auch krankhafte Verengungen der Gefäße, sogenannte Stenosen, zu durchdringen. Befindet sich der Führungsdraht in dem interessierenden Gebiet, dann wird der eigentliche Katheter über den Draht geschoben. Der Führungsdraht hat



**Abb. 2.2:** Lage von Führungsdraht, Katheter und Gefäß zueinander.

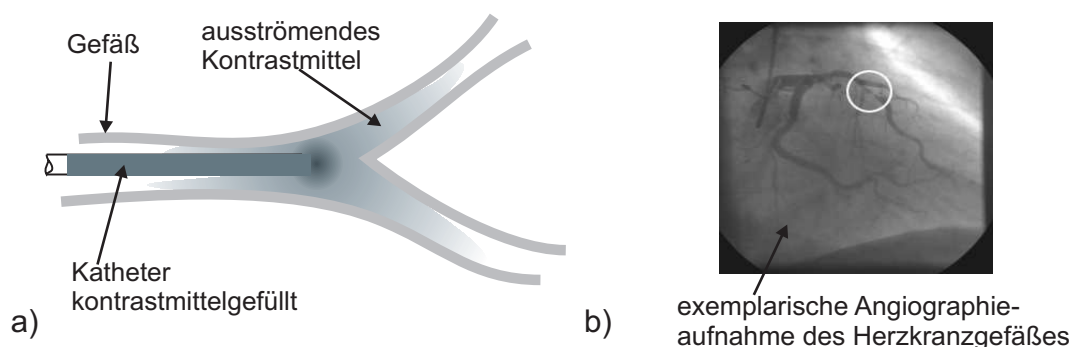
a) Schema der Werkzeuge bei einer Katheterisierung, b) Richtungsänderung der Führungsdrahtspitze.

dabei die Funktion einer Schiene. Üblicherweise liegt der Katheterdurchmesser im Bereich von 1,32 bis 3,3 mm (4 bis 10 F). Je nach Art des Eingriffes werden unterschiedliche Aktionen durchgeführt, die häufig auch den Wechsel des Katheters erfordern. Dies kann mit hoher Reproduzierbarkeit und ohne langes Suchen über den Führungsdraht erfolgen.

### 2.1.2 Etablierte Standardmethoden

Im Folgenden werden exemplarisch einige etablierte Einsatzgebiete und die damit verbundenen Ausführungsformen der Katheter beschrieben.

**Angiographie - Darstellung der Gefäße** Ziel der Angiographie ist es, den Verlauf und den Zustand der Gefäße auf dem Röntgenbild sichtbar zu machen. Auch kann in der Rechts- bzw. Linksherzdarstellung (Dextro- bzw. Lävokardiographie) über die Darstellung der Auswurfleistung und Refluxrate die Funktionstüchtigkeit der Herzklappen beurteilt, sowie eine Aussage über die Kontraktilität des Herzmuskels getroffen werden. Hierzu wird der Führungsdraht aus dem gelegten Katheter entfernt. Durch den Katheter werden einige (je nach Fragestellung 10 ml bis 150 ml) Milliliter eines Kontrastmittels in das Gefäß eingebracht. Dieses breitet sich von der Spitze des Katheters aus und wird innerhalb weniger Sekunden verdünnt (Abb. 2.3). Ein parallel erstellter Röntgenfilm lässt sowohl Schlüsse auf die Struktur des Gefäßbaumes, als auch auf die Fließgeschwindigkeit des Blutes zu. Die Angiographie ist rein diagnostisch und stellt eine Standardprozedur vor jedem Eingriff und zur Therapiekontrolle dar [111].



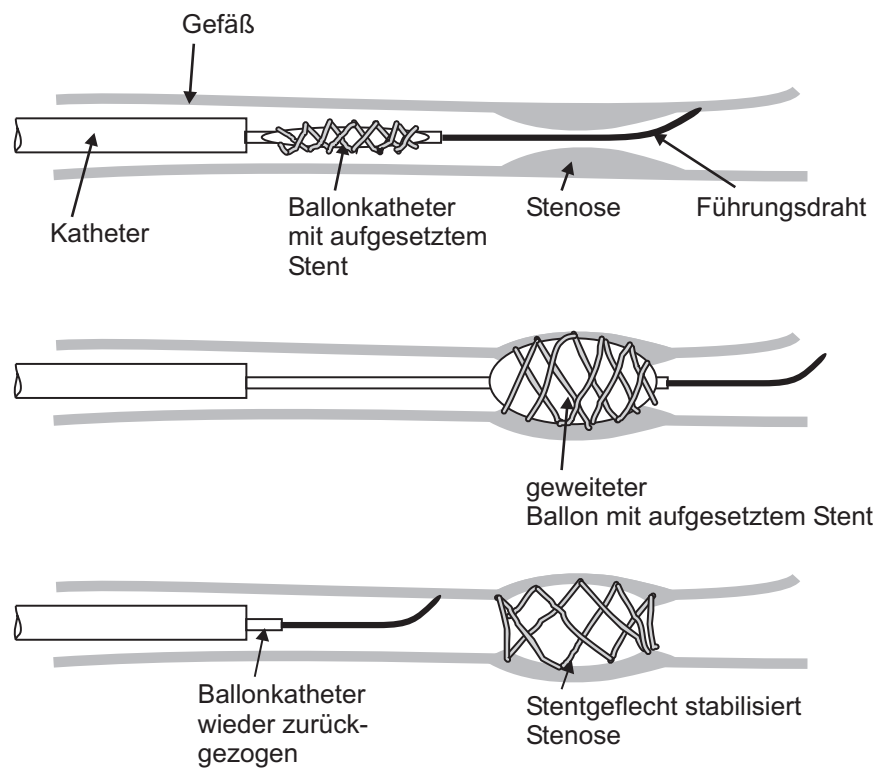
**Abb. 2.3:** Kontrastmittelfluss durch ein Gefäß: a) Schema, b) typisches Röntgenbild.

### **Ballondilatation und Stents - Aufweitung der Gefäße und Legen von Stützstrukturen**

Ziel dieses Eingriffes ist es, ein krankhaft verengtes Gefäß zu weiten und somit einen chirurgischen Eingriff, wie z.B. das Legen eines Bypasses, zu umgehen. Eine krankhafte Verengung wird als Stenose (Anhang D) bezeichnet. Der Eingriff hat die Bezeichnung perkutane transluminale Coronarangioplastie, oder kurz PTCA bzw. nur PTA bei radiologischen und nicht speziell auf das Herz bezogenen Erweiterungen. Beim Eingriff wird über den Führungsdraht ein Katheter mit großem Durchmesser, bis zu 10 F, geschoben. Dieser dient primär zum Schutz des Gefäßes. Über den Führungsdraht und somit innerhalb des großen Katheters wird ein weiterer Katheter geschoben, der einen Ballon aus Kunststoff an der Spitze aufweist. Der Führungsdraht wird durch eine Gefäßengstelle manövriert. Über den Führungsdraht wird der zusammengefaltete Ballonkatheter in die Verengung geschoben. Von außen wird der Ballon über eine Pumpe mit einem Druck von bis zu 10 bar aufgepumpt. Als Medium wird eine NaCl-Lösung verwendet. Der Ballon presst sich gegen die Gefäßwand und weitet diese. Die erzielte Weitung ist in der Regel nur im Rahmen von mehreren Monaten bis wenigen Jahren beständig (30% Reststenose nach 6 Monaten [45]).

Um die Dauer der Weitung und eine Verstärkung der Gefäße zu ermöglichen, werden zusätzlich zur Ballondilatation Stents im Bereich der Stenose in die Arterie eingebracht (Abbildung 2.4). Stents sind Draht- und neuerdings auch Polymergeflechte, die im zusammengefalteten Zustand über den Ballon gelegt und in den Katheter eingeführt werden. Wird der Ballon aufgeblasen, drückt sich der Stent gegen die Gefäßwand und verbleibt dort. Das Gewebe umwächst das Drahtgeflecht und fördert so ihre Stabilität. Stents sind potentielle Gefahren für das Bilden von Ablagerungen, die nach Lösung Embolien verursachen können. Die neueste Generation von Stents gibt dosiert Stoffe ab, die diesem Prozess entgegenwirken bzw. resorbierbar sind, d.h. vollständig in das umgebende Gewebe eingebaut werden [28]. Die Restenoserate liegt deutlich oberhalb einer reinen Ballondilatation ohne Nutzung von Stents (20% nach 6 Monaten [111]).

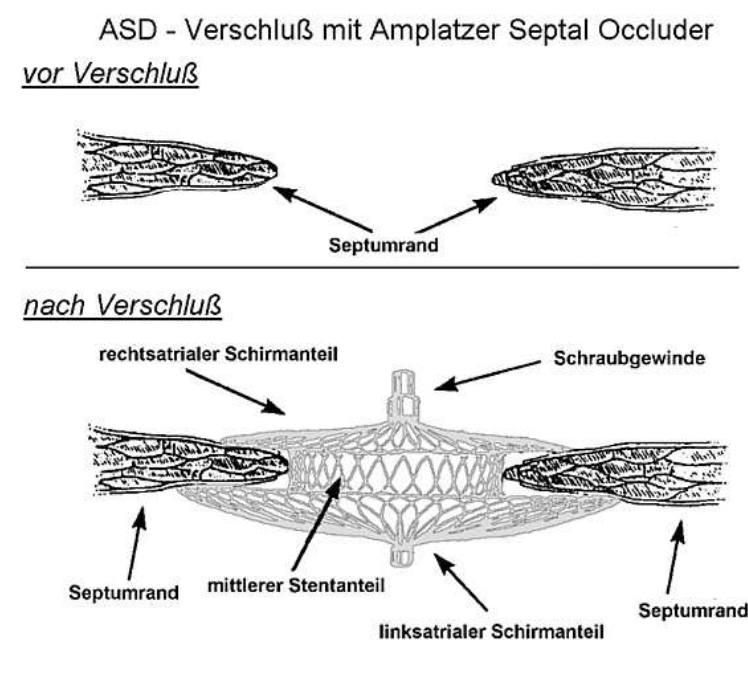
**Hochfrequenzrotationsangioplastie** Eine weitere etablierte Methode zum Beseitigen von Stenosen, insbesondere sogenannter komplexer Koronarstenosen mit großen Längen, ist die Hochfrequenzrotationsangioplastie. Hierbei wird durch einen Katheter eine Art Fräse in das Gefäß eingebracht, die bei  $\approx 200000$  Umdrehungen/min das die Stenose verursachende Material herausschält. Der Katheter hat dabei derzeit einen Durchmesser von 9 F. Der eigentliche Fräskopf variiert je nach Gefäßdurchmesser zwischen 1,5 mm und 3 mm. Der Materialabtrag erfolgt durch eine direkt mit dem Fräsmechanismus verbundene Spülung. Die Komplikations- und Reststenoseraten liegen in identischen Größenordnungen wie bei der PTCA [107]. Allerdings weist die Kombination aus Hochfrequenzrotationsangioplastie mit nach-



**Abb. 2.4:** Ablauf beim Legen eines Stents.

folgender PTCA Vorteile bezüglich der Restenoserate auf.

**Amplatzer Septal Occluder (ASO) - Kathetermethode zum Lochverschluss** Ein häufiger Defekt stellt ein Loch in der Scheidewand zwischen den Vorhöfen des Herzens dar (sogenannter Vorhofseptumsdefekt). Dieses kann durch eine Katheterisierung unter Verwendung eines Schirmchens (ASO, Abb. 2.5) verschlossen werden. Hierzu wird der Führungsdraht durch das Loch manövriert. Über den Führungsdraht wird ein Ballonkatheter geschoben. Der Ballon wird auf Höhe der Herzscheidewand aufgeblasen. Die Einschnürung des Ballons durch die Herzscheidewand wird auf dem Röntgenschirm identifiziert und daran die Größe des benötigten Schirmchens ausgewählt. Der Schirm befindet sich auf einem Spiraldraht. Er wird durch den Katheter über den Führungsdraht vorgeschoben. In der distalen Kammer wird die eine Hälfte des Schirms entfaltet und bis zum Kontakt mit der Scheidewand zurückgezogen. Dann wird die zweite Hälfte des Schirms, die das Loch verschließt, entfaltet. Der Sitz des Schirms wird sowohl am Röntgenschirm als auch im Schluckultraschall kontrolliert und die Dichtigkeit anhand von Kontrastmitteltests überprüft. Dann wird der Spiraldraht vom Schirm durch Drehung abgeschraubt [12].



**Abb. 2.5:** Verschluss eines Vorhofdefektes mit einem Amplatzer Septal Occluder .



### 2.1.3 Verbesserungspotential von Katheterisierungen

Neben den bisher vorgestellten Katheterisierungen für rein mechanische Eingriffe sind Katheter mit sensorischen Funktionen weit verbreitet. Hierzu zählen Katheter zur internen Druck- (Tip- Manometer) und EKG-Messung sowie bildgebende Ultraschallkatheter. Weiterhin gibt es eine Vielzahl von Forschungsprojekten zur Weiterentwicklung der Katheter in Funktion (Mikroturbinen für die Herzunterstützung [110], aktive Führungsdrähte [48]) oder Instrumentarium. Die Weiterentwicklung der etablierten Kathetertechnik erfolgt gegenwärtig in zwei Richtungen:

- Entwicklung neuartiger katheterbasierter Werkzeuge hin zu noch kleineren Abmessungen und Umsetzung zusätzlicher Funktionen,
- Unterstützende Navigation und Diagnostik durch Sensoren am bzw. im Katheter.

Das beschriebene Forschungsprojekt bezieht sich auf den zweiten Entwicklungsschwerpunkt. Katheterisierungen weisen vor allem in drei Bereichen Verbesserungspotential auf:

- Orientierung im Verlauf der Hohlorgane, insbesondere der Arterien,
- Beurteilung der Wandeigenschaften von Hohlorganen, insbesondere von Gefäßen,
- Navigation in Gefäßen mit besonders kleinen Durchmessern.

Die Orientierung im Gefäßsystem erfolgt heute ausschließlich auf Basis des Wissens des Mediziners über die anatomischen Gegebenheiten sowie über Röntgenaufnahmen des Katheters und des umgebenden Gewebes während der Katheterisierung. Dabei treten folgende Unsicherheiten auf:

- Das Wissen des Mediziners ist stark von seiner Erfahrung abhängig. Eine Lernkurve über die ersten hundert Eingriffe ist nachweisbar. Außerdem kann auch Erfahrung nicht alle anatomischen Besonderheiten der Gefäßverläufe berücksichtigen.
- Die Projektion der Gefäße ist im aktuellen Stand der Technik ausschließlich zweidimensional. Dies reduziert die Belastung für den Patienten durch die Vermeidung aufwendiger CT-Aufnahmen. Das hat jedoch zur Folge, dass durch die Überlagerung unterschiedlicher Adern auf dem Röntgenbild die Zusammenhänge nicht immer eindeutig identifizierbar sind. Zur weiteren Orientierung stehen dem Mediziner lediglich die aufgebrachten Kräfte und Momente am Katheter als Informationsquelle zur Verfügung.

Diese vermitteln durch die Länge des Katheters und sein ausgeprägtes mechanisches Tiefpassverhalten in Zusammenhang mit seiner Masse und Nachgiebigkeit sowie der Reibung in den Gefäßen allerdings kein realistisches Gefühl für die an der Spitze des Katheters wirkenden Kräfte.

- Die Beurteilung des Zustandes der Gefäße und ihre Funktion erfolgt heute hauptsächlich durch die Gabe von Kontrastmittel und das Beobachten des Ausbreitungsverhaltens des Mittels in den Gefäßen. Vorhandene Stenosen können somit zuverlässig identifiziert werden. Dennoch besteht der Wunsch nach zusätzlichen Verfahren zur Beurteilung der Arterienwand [115]. Hintergrund ist, dass die krankhaften Veränderungen der Gefäße, die eine Stenose einleiten können, im Wesentlichen auf der Bildung eines lipiden Kernes beruhen [78]. Dieser Zustand ist durch rein bildgebende Verfahren noch nicht sicher nachweisbar. Ein Abtasten - Palpieren - der Adern in vivo ist ebenfalls nicht möglich.
- Neben den mechanischen Abmessungen der Instrumente relativ zum Gefäß, ist bei veringertem Gefäßdurchmesser die Stabilität der Gefäßwand als kritisch anzusehen, so dass weichere Materialien oder eine sichere Navigation notwendig werden. Gegenwärtig stellen Komplikationen durch Perforationen der Koronararterien einen signifikanten Anteil an der Gesamtzahl der Eingriffe (zwischen 0,4% und 0,8% [47],[3]) dar. Dieser Anteil erhält zusätzliche Bedeutung, da Katheterisierungen in zunehmenden Umfang im neurologischen Areal durchgeführt werden. Die betroffenen Gefäße haben meist einen sehr geringen Durchmesser. Daher können die zuvor beschriebenen Therapien nur an wenigen großen Zentren mit spezialisierten Neuro-Radiologen durchgeführt werden. Durch die Magnetresonanztomographie (MRT) ist es dort möglich, Stoffwechselvorgänge ohne nennenswerte Belastungen für den Patienten sichtbar zu machen. Ursachen für mangelnde Durchblutungen im Hirn können neben den Stenosen als chronische Ursache auch akute Verschlüsse der hirnversorgenden Arterien (Arteria carotis und Arteria vertebralis) sein. Eine heute anerkannte Therapieform des akuten Gehirngefäßverschlusses ist die Lyse (Thrombolyse), die als lokale oder systemische Lyse durchgeführt werden kann. Hierbei hat sich die lokale Lyse, also unter Einsatz eines Katheters bis vor den Gefäßverschluss vorzudringen und dort die Wirkmittel einzubringen, als vorteilhaft erwiesen [33]. Auch intercerebrale Dissektionen (Ablösung der Gefäßinnenwand meist durch äußere Krafteinwirkung) lassen sich zum Teil durch endovasculäre Maßnahmen behandeln [4].

### 2.1.4 Ansätze zur Verbesserung von Katheterisierungen

Zur Minderung der vier in Abschnitt 2.1.3 genannten Problemsituationen werden aktuell zwei Ansätze verfolgt:

- Noch intensiveres Training des Mediziners zur Erhöhung seiner Erfahrungen
- Vervollkommnung der Navigation durch zusätzliche Bildinformationen

Die Darstellung zusätzlicher Bildinformationen umfasst insbesondere die dreidimensionale Abbildung der Gefäße während des Eingriffs. Hierbei sind durch die Auflösung des MRT's für Strukturen im Bereich von kleiner 0,5 mm und des CT's für Strukturen im Bereich von kleiner 0,1 mm noch Grenzen gesetzt. Außerdem ist die Strahlenbelastung für den Patienten beim CT zu berücksichtigen. Das Training von Katheterisierungen ist nur an toten Geweben, an Tieren oder unter Aufsicht und Führung der Hände durch erfahrene Ärzte möglich. Jede dieser Methoden hat spezifische Nachteile. Daher wurde begonnen, Geräte zum Training von Katheterisierungen zu entwickeln. Neben der naheliegenden Darstellung eines "virtuellen Patienten"[69] liegt ein besonderer Schwerpunkt der Trainingssysteme auf einer realistischen Vermittlung der bei Katheterisierungen auftretenden Kräfte. Ein am Markt erhältliches System, bekannt als "Bertec Actor"[8], erhöht die wirksame Reibung auf den Katheter durch Klemmung. Mit Hilfe dieses Aktors ist es lediglich möglich, den Vorschub zu hemmen. Nachgiebigkeiten können jedoch nicht erzeugt werden. Andere Systeme [63],[129] sind Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten und basieren auf Aktoren mit Reibrädern zum Erzeugen des haptischen Eindrucks. Das Training der sensorischen Fähigkeiten der behandelnden Ärzte stößt an natürliche Grenzen. Es ist daher notwendig, einen alternativen Ansatz zu wählen. Ein solcher Ansatz wird in [83] verfolgt. Es wird der Katheter mechanisch vom behandelnden Arzt getrennt und über ein Teleoperationssystem gesteuert. Der behandelnde Arzt nutzt dabei ein spezielles Bedienelement, das ihm die volle Kontrolle über die Bewegung des Katheters ermöglicht. Durch das System ist es möglich, die am Katheter gemessenen Kräfte zu skalieren und somit das Gefühl für die auftretenden Kräfte für den behandelnden Arzt zu verbessern. Das beschriebene System befindet sich jedoch vollständig außerhalb des Organismus und ist daher nicht in der Lage, das durch die Länge des Katheters vorherrschende mechanische Tiefpassverhalten einschließlich der Reibung zu kompensieren. Außerdem bedarf es eines hohen mechanischen Aufwandes, sowohl auf der Seite des Bedienelementes als auch auf der Seite des Manipulators am Katheter, um die für die Katheterisierung notwendigen Freiheitsgrade bereit zu stellen.

## 2.2 Haptische Assistenzsysteme

Ein solches in [83] beschriebenes System fällt in die Klasse haptischer Assistenzsysteme, also der Gruppe von Systemen, die den haptischen Sinn ansprechen. Ziel ihrer Entwicklungen ist, mechanischen Kontakt in virtuellen oder dem direkten Zugriff verwehrt Systemen spürbar zu machen. Dies umfasst sowohl den gesamten Bereich der Force-Feedback-Geräte der Spieleindustrie, über industrielle Umsetzungen haptischer Displays wie den "i-drive" von BMW, als auch in der Forschung aufgebauten Prototypen haptischer Explorationssysteme, z.B. zur Atomic-Force Microscopy. Es ist daher notwendig, sich mit der Begriffsbildung zu haptischen Systemen auseinander zu setzen, damit ein Verständnis für die Unterschiede der einzelnen Systeme dieses noch sehr heterogenen und relativ jungen Forschungs- und Entwicklungsfeldes entwickelt werden kann. Die Begriffsbildung bedarf biologischer sowie technologischer Grundlagen. Dies ist der Inhalt der folgenden Kapitel.

### 2.2.1 Biologische Grundlagen zur haptischen Wahrnehmung am Menschen

Um Informationen aus seiner Umwelt aufzunehmen, stehen dem Menschen fünf Sinneskanäle zur Verfügung: Gehörsinn, Geruchssinn, Geschmackssinn, Gesichtssinn und Tastsinn. Die Sinnesphysiologie unterscheidet fünf von dieser populärwissenschaftlichen Formulierung abweichende Sensoren und Sinnessysteme [108], die durch ihre Klassifikation eine dem technischen Vokabular verwandtere Betrachtungsweise zulassen:

- **Thermische** Sensoren, die die Änderung der Temperatur vor allem in der Haut registrieren
- **Chemische** Sensoren, die auf Geschmacks- und Geruchsstoffe, also chemische Reize reagieren
- **Optische** Sensoren, die auf den Einfall von Photonen reagieren, insbesondere die Stäbchen und Zapfen der Retina
- **Schmerz** Sensoren, auch Nozisenoren, die spezialisiert sind, chemische aber auch physikalische Gewebsschäden zu registrieren
- **Mechanische** Sensoren, die mechanische Spannungen und Dehnungen z.B. in der Haut oder in der Muskulatur registrieren

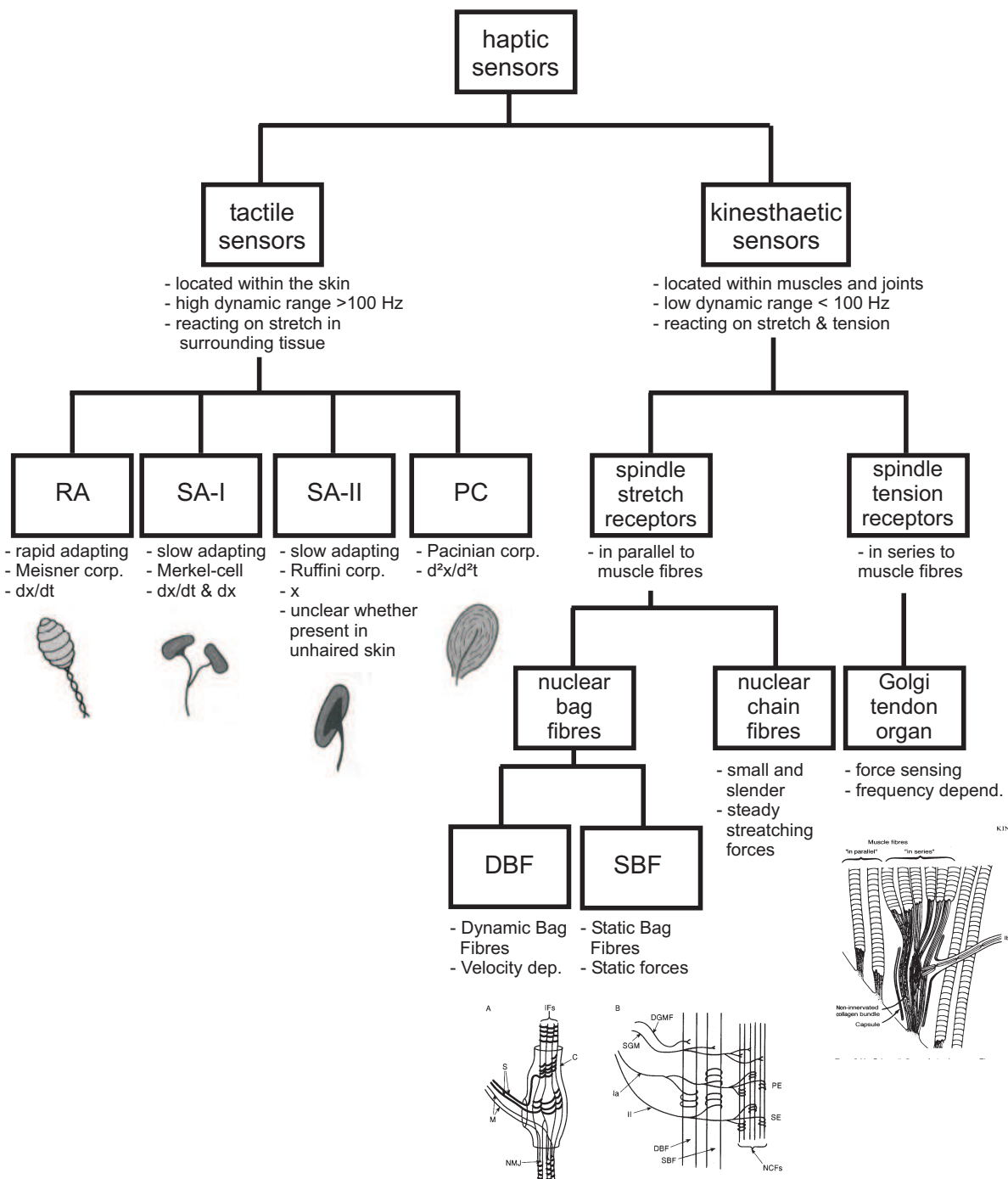
Die Kanalkapazität der Sensoren und ihre Bedeutung für die menschliche Wahrnehmung wird unterschiedlich bewertet. Die optischen Sensoren registrieren demnach  $\approx 10$  Mio. bit/s, der Tastsinn  $\approx 1$  Mio. bit/s und der Hörsinn  $\approx 100$  kbit/s [13]. Die Verarbeitung der sensorisch erfassten Größen erfolgt in der Großhirnrinde (zerebraler Kortex). Diese wird in funktionale Hirnareale eingeteilt. Die primäre motorische Rinde ist dabei der physische Ort der Signalverarbeitung zum Tastsinn. Die Visualisierung der Aufteilung der Körperareale (somatotropen Anordnung) in der motorischen Rinde zeigt, dass ein signifikanter Anteil des Tastsinnes auf die Finger und die Hand konzentriert ist [36]. Die in diesem Areal stattfindende sensomotorische Wahrnehmung kommt in ihrer Bedeutung für den Menschen direkt nach der visuellen Wahrnehmung und noch vor dem Hören. Innerhalb der Sensomotorik hat der haptische Sinn die größte Bedeutung. Es handelt sich dabei um eine Gruppe von mechanischen Sensoren, die innerhalb der Haut, Gelenke und Muskulatur, die aus Kräften resultierende Verformung der Gewebe erfassen. Haptische Wahrnehmung ist also die Summe der Signale einer Vielzahl von Messstellen am menschlichen Körper durch wenigstens sechs Typen von Sensoren. Diese Sensoren werden in zwei grundlegende Gruppen unterschieden: Taktile und kinästhetische Sensoren (Abb. 2.6).

Taktile Sensoren befinden sich in den äußersten Schichten der Haut an exponierten Stellen (z.B. den Fingerkuppen). Sie reagieren auf Dehnungen der Haut und unterscheiden sich dabei, ob sie Auslenkungs-proportional, Geschwindigkeits-proportional oder Beschleunigungs-proportional aktiviert werden. Die Neurophysiologie unterscheidet zwischen vier verschiedenen Typen von taktilen Sensoren [116],[108]:

- Rapid-adaption (RA) *Meissner corpuscles* - mit geschwindigkeitsabhängiger Aktivierung
- Slow-adapting (SA-I und SA-II) *Merkel cells und Ruffini-corpuscles* - mit geschwindigkeitsabhängiger bzw. Auslenkungs-proportionaler Aktivierung, allerdings mit niedrigerer Dynamik als die Meissner Körperchen
- *Pacinian corpuscles* - mit beschleunigungsabhängiger Aktivierung

Die Verteilung der Sensortypen variiert in den verschiedenen Hautarealen und ist Gegenstand der aktuellen Forschung. So ist nach [95] die Existenz von Meissner Körperchen in der unbehaarten Haut, entgegen der gängigen Lehrmeinung, gänzlich in Frage zu stellen.

Kinästhetische Sensoren sind im Gegensatz zu den taktilen Sensoren vorwiegend innerhalb der Muskulatur, den Gelenken sowie den Sehnen angeordnet. Sie erfassen ausschließlich Kräfte, die auf ganze Extremitäten wirken. Die Anforderungen an die Dynamik sind durch das



**Abb. 2.6:** Klassifizierung der haptischen Sensoren und deren Benennung, angelehnt an [116].

mechanische Tiefpassverhalten der vorgeschalteten Extremitäten nicht hoch. Die Anforderungen an die relative Auflösung der geringst möglichen wahrnehmbaren Kräfte relativ zur maximal wirkenden Kraft (Amplituden-Dynamik) ist jedoch vergleichbar. Kinästhetische Sensoren gliedern sich in zwei Gruppen:

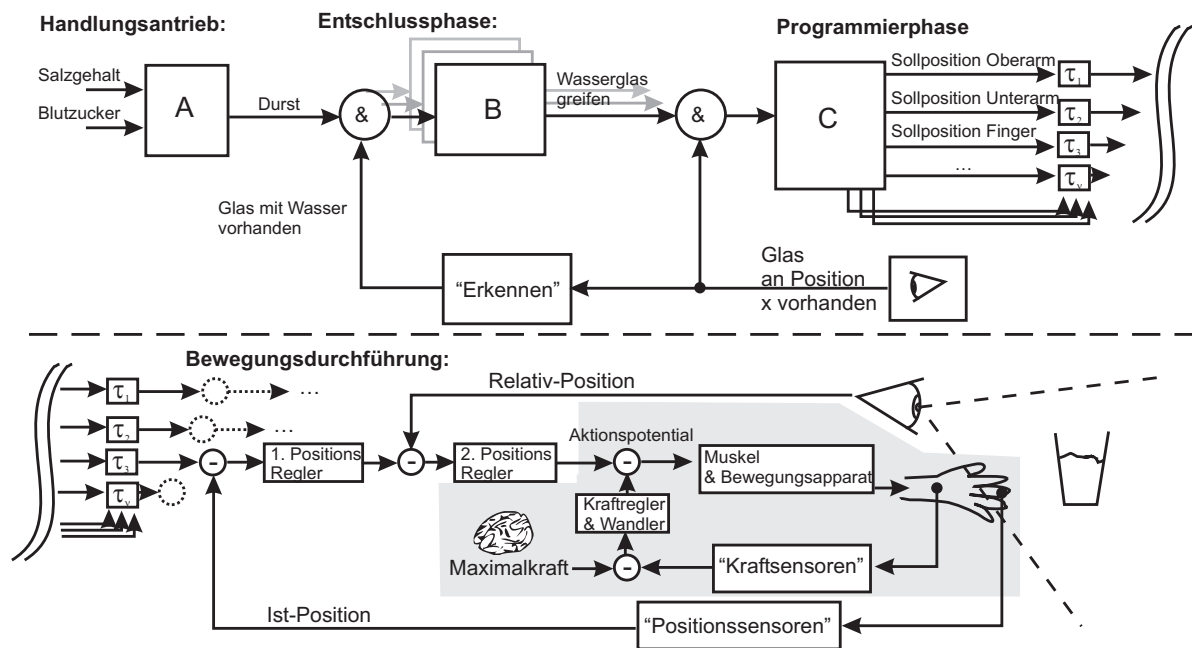
- spindle-stretch-receptors *Dynamic Bag fibres and Static Bag fibres* - in paralleler Anordnung zu den Muskelsträngen
- spindel-tension-receptors *Golgi tendon organ* - in serieller Anordnung zu den Muskelsträngen

Fasst man die Informationen zu den an der haptischen Wahrnehmung beteiligten Sensoren zusammen, dann ist bemerkenswert, dass die Natur eine Lösung zur Wahrnehmung von Kräften und Vibrationen hervorgebracht hat, welche sich nicht signifikant von der technischen Lösung vergleichbarer Fragestellungen unterscheidet. Da die technischen Messverfahren älter als das Verständnis der biologischen Zusammenhänge sind, lässt sich vermuten, dass die physikalischen Randbedingungen nur derart optimierte Lösungen zulassen.

Außer der Betrachtung dieser Sensoren als erstes Glied der haptischen Wahrnehmungskette, ist die Berücksichtigung eines Modells zur neuronalen Verarbeitung haptischer Informationen notwendig, um ein Gefühl für die Komplexität der beteiligten Einheiten und die Abgrenzung der für den Entwurf haptischer Systeme relevanten Komponenten zu vermitteln.

In Abbildung 2.7 werden die an der Aufgabe "Greifen eines Wasserglases" beteiligten neuronalen Komponenten dargestellt. Beginnend mit dem *Handlungsantrieb* aufgrund von z.B. zu hohem Salzgehalt, und unter Kenntnis eines Glases an der Position  $x$  wird in der *Entschlussphase* eine Entscheidung getroffen, ein Wasserglas zu greifen. Dies resultiert in der Programmierphase in der Definition von Bewegungen der einzelnen Körperteile, welche wiederum in der Bewegungsdurchführung durch untergeordnete Positionsregler geführt werden. Feedback geben dabei die Positionskontrolle der Winkelstellung der Gelenke als übergeordneter Regelkreis und die visuelle Kontrolle als untergeordneter Positionsregelkreis. Der visuellen Kontrolle untergeordnet existiert ein Regelkreis mit Kraft-Feedback, welcher, basierend auf einer anvisierten Maximalkraft, das sichere Halten des Glases ermöglicht. Alternativ kann auch eine Rückkopplung angenommen werden, welcher die Kraft nachregelt, um ein Durchrutschen des Glases zu vermeiden.

Bemerkenswert ist die Analogie zu technischen Regelkreisen. Entschlussphase, Programmierphase und Durchführung sind anerkannte Abbildungen zentralnervöser Pläne [108]. Die Struktur der Positions- und Kraftregler ergibt sich aus der Anschauung der Dynamikbereiche und Messfehler, in dem die am Regelkreis beteiligten Komponenten arbeiten können. Die



**Abb. 2.7:** Neuronale Verarbeitungskette am Beispiel des menschlichen Greifens nach einem Glas Wasser:

*A, B, C sind nicht näher definierte Entscheidungsglieder;  $\tau_i$  Verzögerungsglieder .*



Positionsregelung über den Bewegungsapparat und kinesthetische Sensoren weist einen Dynamikbereich von  $\leq 10$  Hz nach [130],[49] auf. Weiterhin ist die Winkelstellung und absolute Positionsermittlung ohne Sichtunterstützung stark fehlerbehaftet ( $2^\circ$  bis  $10^\circ$  in Abhängigkeit der beteiligten Gelenke [21]). Bewegung unter visueller Kontrolle sind deutlich präziser. Die optische Wahrnehmung kann Reize mit Frequenzen von 30 Hz, abhängig von der Beleuchtungsstärke, auflösen. Auch ist es dem Menschen durchaus möglich, unter optischer Kontrolle bis unmittelbar vor einem physischen Kontakt eine Position zu erreichen und zu halten. Etwas, was bei geschlossenen Augen und Kenntnis der Zielposition unmöglich ist. Die taktilen Sensoren der Kraftregelung wiederum weisen eine Dynamik im Bereich von mehreren hundert Herz auf (Abschnitt 5.2). Dies, in Kombination mit der hohen Amplitudenauflösung, ermöglicht es dem Menschen, auch glatte, fragile Objekte sicher zu halten, ohne sie zu zerbrechen.

### 2.2.2 Technologische Grundlagen haptischer Systeme

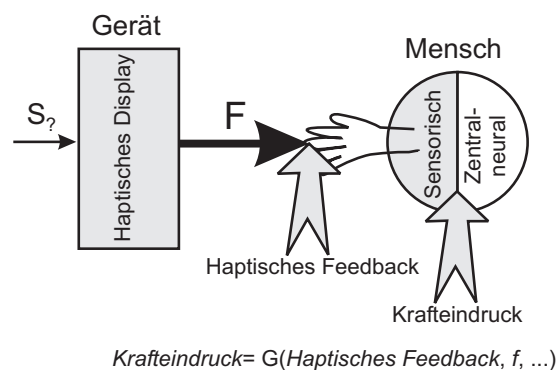
Der ingenieurwissenschaftliche Zugang zur haptischen Wahrnehmung bedingt eine Abstraktion der biologischen Grundlagen. Die Definition der Abstraktion ist nicht abgeschlossen und unterliegt kontinuierlicher Weiterentwicklung. Als Standardwerk wird in der Literatur das Buch von BURDEA *Force and Touch Feedback for Virtual Reality* aus dem Jahr 1996 verwendet [21]. Es werden eine Vielzahl von Beispielen realisierter haptischer Systeme beschrieben und eine Einführung in die wesentlichen Begrifflichkeiten haptischer Displays gegeben. Wie auch in [22] liegt der Fokus jedoch auf der Sichtweise des Softwareentwicklers und lässt eine Systematik der hardwareseitigen Klassifikation im Detail vermissen. Weitere Arbeiten behandeln Spezialfälle haptischer Displays [56] bzw. thematisieren haptische Displays aus Anwendersicht [81]. Technisch nutzbare Definitionen und Systematisierungen sind in [2] enthalten. Vor allem, da die Zweipol-Darstellung haptischer Displays und mechanisch abstrahierte Nutzer eingeführt werden, was sich für den Hardware-Entwickler als relevante Vereinfachung herausstellt. Hieran orientieren sich die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Begriffsdefinitionen.

Unter einem *haptischen Display* ("haptic Display"<sup>1</sup>) wird ein Gerät (Abb. 2.8) verstanden, das in der Lage ist, den Sinneseindruck einer Kraft proportional einer Stellgröße bei einem Nutzer hervorzurufen (Anhang B). Die Begrifflichkeit *Display* stellt dabei eine gewollte Analogie zum visuellen System und optischen Displays dar. Darunter werden Geräte verstanden, die einen Lichtstrom derart modellieren, dass Informationen dadurch übertragen werden können. Analog geschieht dies bei haptischen Displays mit der Kraft. HAYWARD [54] stellt fest, dass haptische Displays im Gegensatz zu optischen oder akustischen Displays nicht unidi-

---

<sup>1</sup>Wird auch häufig synonym mit *Haptic device* bezeichnet.

rektional mit der Umwelt kommunizieren. Dies definiert er durch den Energieaustausch, der beim haptischen Display stattfindet. Er prägt daher den Begriff *Haptic interface* für eine Einheit, welche Informationen, i.d.R. Kräfte, vermittelt und dabei gleichzeitig Rückwirkungen auf die Umwelt zulässt, i.d.R. Positionen ausgibt. Diese bidirektionale Interaktion mit der Umwelt wird auch von anderen Autoren [49] fixiert und gleichzeitig als eine der größten Herausforderungen identifiziert, da die Umwelt bei jeder Sinneswahrnehmung beeinflusst wird. Das *Haptic interface* bildet den Oberbegriff für ein System aus *haptischem Display* und einer Einheit, welches die Signalverarbeitung zur Kommunikation mit der Umwelt und eine Vorverarbeitung der Eingangsgrößen vornimmt, häufig als *Haptic controller* bezeichnet. Wie im Abschnitt 5.1 gezeigt wird, ist die Betrachtung des Nutzers als Energiesenke oder passives Glied in einer Vielzahl von Fällen zulässig. Man unterscheidet zwischen dem *haptischen Feedback*<sup>2</sup>, welches physikalisch messbar die dargebotene Kraft ist, sowie dem durch das haptische Feedback erzeugten *Krafteindruck* am Menschen (Abb. 2.8). Dieser ist seinerseits ein Funktional  $I(f, F, \dots)$  von der frequenzabhängigen Kraft sowie weiteren psychologischen und physiologischen Faktoren. Sie entziehen sich vorerst einer messtechnischen Analyse (siehe Abschnitt 5.2).



**Abb. 2.8:** Haptisches Display als Grundstruktur .

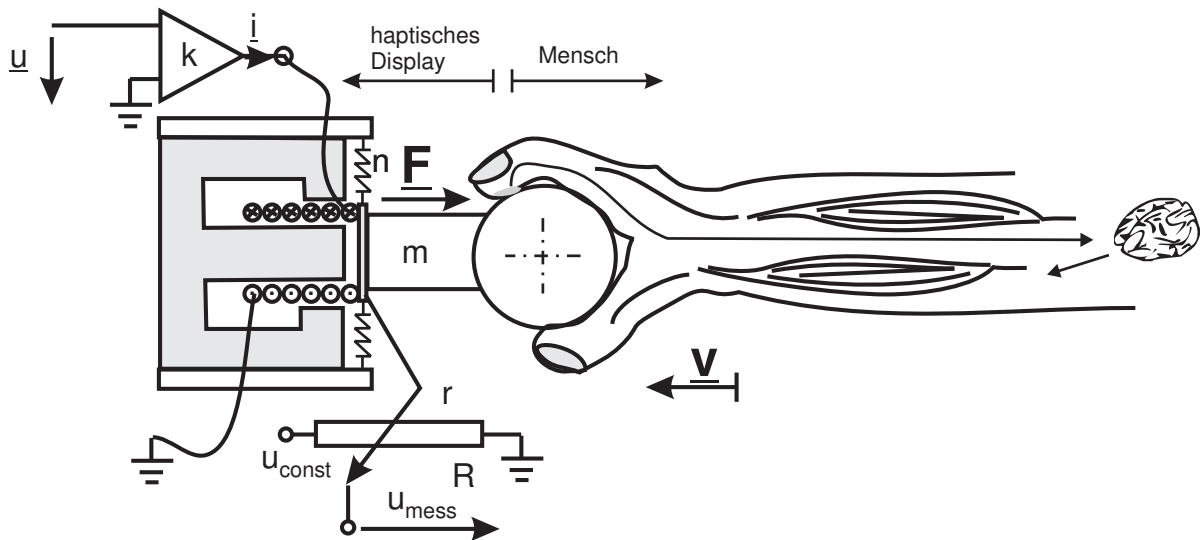
Um dieser sehr weichen Definition einen technischen Zugang zu ermöglichen, ist es notwendig, eine Modellbeschreibung haptischer Displays, der mechanischen Rückwirkung des Menschen sowie dessen haptischer Wahrnehmung einzuführen. Bezüglich des haptischen Displays wird als Näherung der dynamischen Eigenschaften ein LTI-System gewählt (lineares,

<sup>2</sup>Haptisches Feedback wird auch gerne als "Force Feedback" mit dem Kürzel "FFB" oder als Kraftfeedback bezeichnet.

zeitinvariantes System - siehe Anhang A). Diese Vereinfachung hat sich in einer Vielzahl von Projekten als hinreichend zur Beschreibung haptischer Displays bewährt [29],[72],[17],[59]. Es ergeben sich folgende Modelleigenschaften des Displays:

- Die Übertragungs- und Wandlungseigenschaften sind linear.
- Die mechanischen Eigenschaften sind zeitinvariant.
- Es wird eine endliche Messzeit betrachtet, die Größen sind bandbegrenzt.

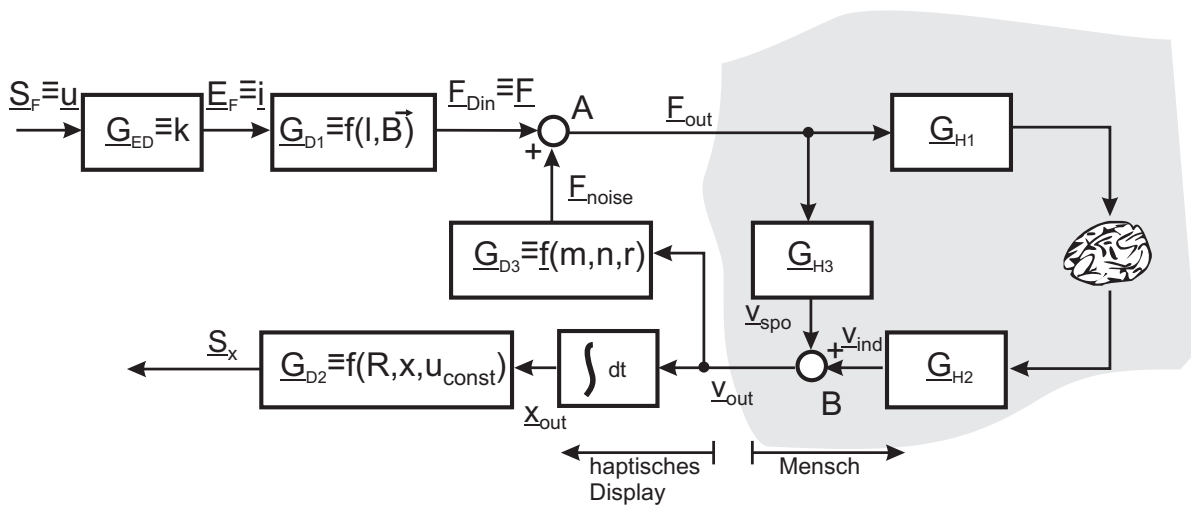
Bezüglich der Beschreibung der Nutzerinteraktion fehlt die Angabe eines geeigneten Modells. Die Literatur, insbesondere die Arbeiten von COLGATE (Übersicht in [85]) und HANNAFORD (z.B. [104],[51]) legen nahe, dass sowohl die Erzeugung des Kraftsignals - i.d.R. die Simulation - als auch der Nutzer sich nur durch nichtlineare zeitabhängige Energiequellen darstellen lassen (siehe auch Abschnitt 5.2.1). Um dennoch einen Zugang zum Verständnis der an haptischen Systemen beteiligten Komponenten zu ermöglichen, wird in den folgenden zwei Darstellungsformen nicht zwischen linearen und nichtlinearen Komponenten unterschieden. Kapitel 3 behandelt, für welche Komponenten die Näherung eines LTI-Systems unter welchen Rahmenbedingungen zulässig ist<sup>3</sup>.



**Abb. 2.9:** Elektrodynamische Kraftquelle mit Knauf als Beispiel für die Modellbildung haptischer Displays .

<sup>3</sup>Begrifflichkeiten sowie Nomenklatur zur Beschreibung von LTI-Systemen basieren auf den Konventionen nach [77] und [79]

Die folgende Modellbildung erfolgt beispielhaft an einem elektrodynamischen haptischen Display (Abb. 2.9), welches auf einen Knauf eine Kraft ausübt. Die Modellbildung beschreibt dabei das Übertragungsverhalten der Glieder, nicht aber die physikalische innere Struktur. Aufgrund der begrenzten Beobachtungszeit wird für die Beschreibung des LTI-Systems die Fourier-Transformation mit  $\underline{G} = G(p)$  und  $p = j\omega$  verwendet. Das erste Verfahren zur Modellbildung betrachtet die Interaktion als rückgekoppeltes Blockschaltbild (Abb. 2.10). Das Signal  $\underline{S}_F$  (z.B. Steuerspannung  $\underline{u}$ ) wird in einer Energieform  $\underline{E}_F$  (z.B. Strom  $\underline{i}$ ) gewandelt, die über einen Übertragungsblock  $\underline{G}_{D1}$  (Kopplungskonstante über die Wicklungslänge und das Magnetfeld des Aktors) in eine Kraft  $\underline{F}_{Din}$  gewandelt wird. Diese wird von einer Kraft  $\underline{F}_{noise}$  überlagert an den Menschen als Kraft  $\underline{F}_{out}$  abgegeben. Im Menschen treten *willentliche* (induzierte) Beeinflussungen ( $\underline{G}_{H1}$  und  $\underline{G}_{H2}$ ) der aus der Kraft resultierenden Bewegung  $\underline{v}_{out}$ , sowie *unwillentliche* (spontane) Beeinflussungen ( $\underline{G}_{H3}$ ) auf. Die unwillentliche Bewegung resultiert aus der nicht beeinflussbaren Nachgiebigkeit der Haut und des Gelenkapparates, die willentliche Beeinflussung entspricht der Veränderung der Anspannung der Muskeln. Die Bewegung wird häufig gemessen und zumeist an die Umgebung in Form eines Signals  $\underline{S}_x$  übergeben, hier über ein Potentiometer mit dem Widerstand  $R$ . Die Bewegung ist gleichzeitig Quelle für eine Kraft  $\underline{F}_{noise}$  als Störgröße, hervorgerufen durch bewegte Massen, die Nachgiebigkeit oder Reibung des Systems. Sie wird durch den Block  $\underline{G}_{D3}$  als Dynamik der Kinematik abgebildet.

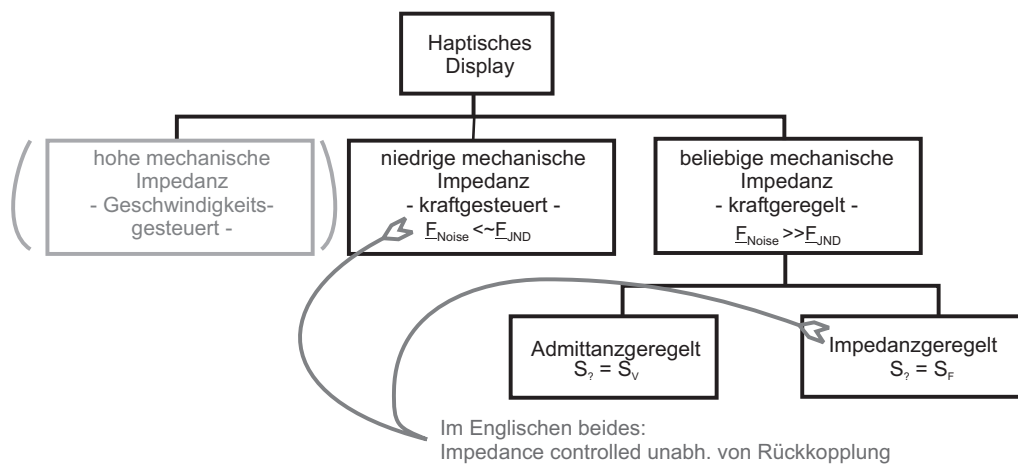


**Abb. 2.10:** Haptisches Display (Impedanz controlled) und Nutzer als rückgekoppeltes Übertragungssystem mit den funktionsbestimmenden Einzelübertragungsgliedern.

Das zweite Verfahren zur Modellbildung bedient sich der elektromechanischen Netzwerktheorie mit der Kraft  $\underline{F}$  als Flussgröße und der Geschwindigkeit  $\underline{v}$  als Differenzgröße. Es ergibt eine abstrahierte Darstellung der Interaktion zwischen haptischem Display und



resultierenden störenden Kraft zu minimieren. Dies bedarf meistens Aktoren, die eine über die Stellgröße steuerbare Kraft liefern, sogenannte Kraftquellen<sup>4</sup>. Für die Variante 2 wird es als gegeben angenommen, dass die induzierte Bewegung eine Kraft als Störgröße hervorruft. Diese Kraft wird gemessen und zu einem geschlossenen Regelkreis zurückgeführt. Dies erlaubt die Verwendung von Aktoren und Kinematiken mit größeren Massen und Reibungen. Hinsichtlich des Aktortyps kann noch zwischen Impedanz- und Admittanz-geregelten Systemen unterschieden werden, je nachdem, ob die Geschwindigkeit  $v$  oder die Kraft  $F$  Ausgangsgröße des Aktors ist. Es ergibt sich also eine Systematisierung nach Abbildung 2.12 [2]



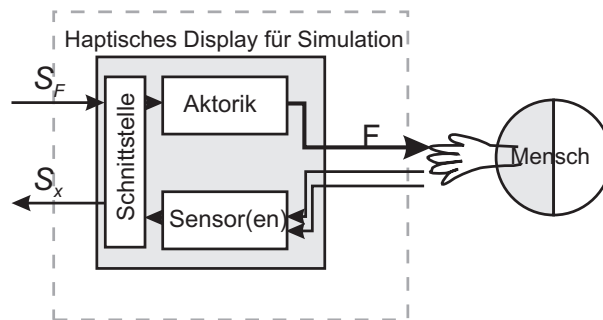
**Abb. 2.12:** Systematisierung zwischen Displays hoher und niedriger Impedanz sowie Admittanz- und Impedanz-geregelten Systemen. .

In der technischen Umsetzung haptischer Displays mit hoher und niedriger mechanischer Impedanz haben beide Lösungen Vor- und Nachteile. Häufig findet man auch Geräte, die bewusst Qualitätseinbußen bezüglich der Kompensation der Störgröße in Kauf nehmen, aber auf die aufwendige Kraftmessung verzichten. Eine Gegenüberstellung und Bewertung mit weiterführenden allgemeinen Überlegungen und dem Bezug zum konkreten Projekt dieser Arbeit wird in Abschnitt 6.1 erläutert.

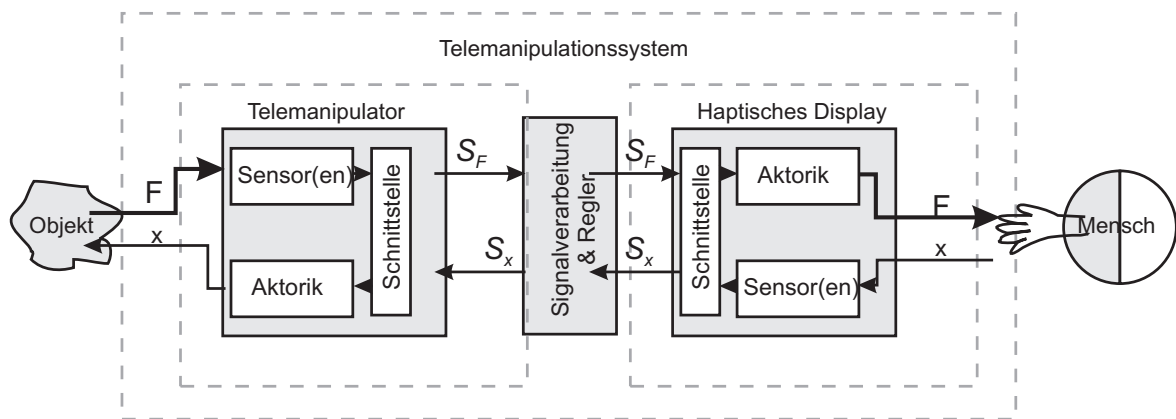
Als abschließender Punkt der Begriffsdefinition sei an dieser Stelle noch auf die Unterscheidung von *haptischen Displays für Simulationen*, auch als *haptisches Interface bezeichnet*, und *Telemanipulationssystemen mit haptischen Feedback* eingegangen. Erstere stellen die

<sup>4</sup>Eine Ausnahme stellen Geschwindigkeits-gesteuerte Displays dar, welche lediglich in Verbindung mit der Beschleunigung ganzer Personen oder Personengruppen im Rahmen von Simulatoren praktische Umsetzung finden.

häufigste Form haptischer Displays dar und beinhalten neben der Steuergröße Kraft noch wenigstens ein Signal über die Position an der sich das Bedienelement befindet (Abb. 2.13), sowie einer vorgeschalteten hardware- und softwareseitigen Schnittstelle zum eigentlichen Simulator (z.B. einem Computer, auf dem eine medizinische Simulation einer Gallenblasenoperation läuft). Ein Telemanipulationssystem stellt eine Erweiterung des identischen Konzeptes dar. Hier wird ein Manipulator ergänzt, der, gespiegelt zum Display, Kräfte sensorisch erfasst und Positionen geregelt einstellt. Zwischen Display und Telemanipulator befindet sich eine Schnittstelle, welche eine übergeordnete Regelung, sowie unter Umständen die Überbrückung großer Distanzen und entsprechender Laufzeitkompensation von Signalen umfasst. Die *Transparency* der Kräfte [38] beschreibt dabei das Verhältnis der mechanischen Impedanzen zwischen telemanipuliertem Objekt und am haptischen Display erzeugter Kraftausgabe.



a)



b)

**Abb. 2.13:** Haptisches Displays als Eingabegerät.

a) simulierte Umgebungen, b) Komponente aus Telemanipulationssystemen mit haptischem Feedback.

### 2.2.3 Stand der Technik medizinischer Assistenzsysteme

Der Begriff *Assistenzsystem* ist nicht eindeutig definiert. Je nach wissenschaftlicher Disziplin werden darunter autonom agierende vorprogrammierte Einheiten (Roboter), mechanisch-elektrische Hilfsmittel zur Instrumentenplatzierung, Telemanipulationssysteme, gesteuerte Exoskelette, aktive Prothesen, Rehabilitationsgeräte oder auch ganze audio-visuelle Telearbeitsplätze verstanden. Im Rahmen dieser Arbeit sei der Begriff des *Assistenzsystems* enger gefasst. Hierunter wird eine Einheit verstanden, die unter ständiger Interaktion mit dem Benutzer ihre Funktion erfüllt. Sie ist daher eher verwandt mit Telemanipulationssystemen, nicht jedoch zwingend identisch, was in Abschnitt 2.3 näher dargelegt wird. Telemanipulationssysteme werden seit den 60er Jahren entwickelt und eingesetzt. Sie dienen dazu, in einem Umfeld zu agieren, das entweder zu gefährlich, außerhalb des physischen Bewegungsumfeldes des Menschen liegt, oder nicht standardisiert, d.h. durch vorgefertigte Programme bewältigbar, ist. Sie grenzen sich daher deutlich von Robotern ab, die ein kontrolliertes Umfeld benötigen, in denen mit hoher Wiederholgenauigkeit standardisierte Arbeitsschritte verfolgt werden [118]. Telemanipulationssysteme erfüllen damit eine der grundlegendsten Anforderungen an sogenannte *Operationsroboter* [80]. Typische nicht-medizinische Einsatzfelder sind:

- Weltall- und Untersee-Operationen
- Umgang mit nuklearem Material
- Sprengstoffentschärfung
- Militärische Aufklärung

Explizit keine Assistenzsysteme sind alle Formen von Simulatoren (Trainingssysteme) medizinischer Eingriffe. Die Anforderungen an Simulatoren, insbesondere aus der Anwendung des Medizinproduktegesetzes heraus, unterscheiden sich deutlich von denen an Assistenzsysteme, die nahe oder direkt am Patienten zum Einsatz kommen.

### Generelle Anforderungen an medizinische Assistenzsysteme

Eine Vielzahl von Anforderungen sind inhärent präsent bei der Entwicklung medizinischer Assistenzsysteme und fordern Berücksichtigung:

**Taktile und Berührungsinformationen:** Sowohl aus medizinischer [6],[18],[31],[80] als auch aus technischer Sicht [29],[72],[104],[118] wird die Bedeutung taktiler Informationen



für die Interaktion hervorgehoben, obwohl sie bei bestehenden Systemen deutlich vermisst wird.

**Sicherheit:** "A robot may not injure a human being, or, through interaction, allow one to come to harm" [5]. Diese erste der "Drei Regeln der Robotik" spiegelt die Sorge und zwingende Notwendigkeit wider, sichere Systeme zu schaffen. Sicherheit erstreckt sich dabei auf alle Aspekte eines solchen Systems: Bedienung, Ausfalltoleranz, Störungstoleranz [32] (Definitionen hierzu [89]).

**Rücktreibbar:** Es ist zwingend notwendig, dass die Systeme im Fehlerfall stromlos bewegt und vom Patienten entfernt werden können [23].

**Skalierung der Bewegung:** Die mechanische Entkopplung der Telemanipulation legt es nahe, dass Bewegungen skaliert werden, um z.B. im chirurgischen Fall feinfühlicher agieren zu können. Hierzu existieren einige Studien und Erfahrungsberichte [24],[98], die Skalierungen der Wege von 5:1 bis 7:1 empfehlen. Die Skalierung der Kräfte, wie in [72] betrachtet, bewegt sich bei einer nicht-chirurgischen Applikation zur Mikromontage bei 100:1 (bei einer Impedanzerhöhung von 10:1 für den vollständigen Telemanipulationsplatz).

**Ortsauflösung:** Die Ortsauflösung, mit der chirurgische Eingriffe durchgeführt werden, sind von der Art des Eingriffs abhängig. Bei üblichen abdominalen chirurgischen Eingriffen liegt sie im Bereich von wenigen Millimetern (Cholezystektomie  $2\text{ mm}$  [23]). Selbst unter der Annahme einer Skalierung der Bewegung um den Faktor 7 (s.o.) ergibt sich somit nur eine Positionierung im Bereich von einigen  $100\text{ }\mu\text{m}$ . Allerdings können in speziellen mikrochirurgischen Eingriffen von erfahrenen Chirurgen Genauigkeiten im Bereich von  $50\text{ }\mu\text{m}$  erzielt werden [98].

### Beispiele von am Markt vorhandener medizinischer Roboter/Assistenzsysteme

Im Folgenden werden einige Beispiele am Markt vorhandener medizinischer Chirurgieroboter/Assistenzsysteme vorgestellt und in Vor- und Nachteilen kurz diskutiert. Ziel ist es, die wechselhafte Geschichte chirurgischer Roboter zu erläutern und ein Verständnis dafür zu schaffen, welche konkreten Fähigkeiten neu zu entwickelnde Assistenzsysteme aus dem Stand der Technik übernehmen können und welche erkannten Fehler die Einführung eines neuen Assistenzsystems vermeiden sollte.

**RoboDoc** Das Produkt RoboDoc von Integrated Surgical Systems entspricht im Wesentlichen einem industriellen Roboter, der das Fräsen einer Passung eines künstlichen Hüftgelenks bei der Hüft-Athroplasty durchführt. RoboDoc arbeitet entsprechend vorher definierter Planungsdaten autonom. Die Passung ist entsprechend der mechanischen Präzision äußerst exakt. Der medizinische Erfolg des Einsatzes von RoboDoc ist allerdings nicht unumstritten [92]. Insbesondere der technisch notwendige Kühlmittelfluss für den Fräser zerstört das Knochengewebe und verhindert somit ein späteres Verwachsen des Implantats mit dem Knochen. Die Erfolge und Misserfolge von RoboDoc wurden intensiv in der Presse dargelegt. Er steht somit für den ersten Enthusiasmus beim Einsatz von Robotern im OP und gleichzeitig für die Notwendigkeit heutiger Entwicklungen, sich einem vergleichbaren Konzept gegenüber sehr kritisch zu verhalten.

**DaVinci** Das DaVinci System von Intuitive Surgical ist der Standard robotergestützter Chirurgie. Es handelt sich dabei um einen extrakorporalen Manipulator, der wenigstens zwei Instrumente und eine Stereoptik am Patienten führt. Die Instrumente zeichnen sich durch ein komplexes mechanisches System *Endowrist* aus, das die Bewegung der Instrumentenspitze in sieben Freiheitsgraden ermöglicht. Die Bedienung des Manipulators erfolgt über eine Konsole, in der der Chirurg bei dreidimensionaler Bilddarstellung die skalierten Bewegungen der Instrumente beidhändig steuert. Er erfährt dabei kein haptisches Feedback, allerdings wird Tremor-Zittern gefiltert. DaVinci wurde ursprünglich für die ersten laparoskopischen Bypass-Operationen am Herzen entwickelt, wird aber zusehends für andere Eingriffe genutzt. Die Grundinvestition ist sehr hoch und das Einsatzfeld aktuell noch sehr beschränkt. Das Konzept und die Umsetzung setzt jedoch Maßstäbe.

**AxicomArtis** Das Assistenzsystem AxiomArtis ist aus einer Kooperation von Siemens und Stereotaxis entstanden und ermöglicht es, einen Elektrodenkatheter definiert durch Magnetfelder im Körper zu bewegen. Hierzu findet der Vorschub sowie die Rotation des Katheters über einen am Patienten befindlichen Roboter, die Kontrolle des Vorgangs über ein räumlich und mechanisch davon getrenntes Steuerpult, statt. Das System befindet sich aktuell in der wissenschaftlichen Evaluationsphase. Es ermöglicht aber bereits den definierten Zugang zu hohlräumigen Gefäßen (Herzkammer) über ein flexibles Werkzeug, was die Diagnostik von z.B. Herzrhythmusstörungen entscheidend vereinfacht [35].

### **Fazit zum Stand der Technik/Fazit**

Neben diesen drei exemplarischen Ausführungen gibt es noch weitere medizinische Assistenzsysteme am Markt: Zeus-System, CyberKnife, AESOP, Acrobot, NeuroMate, INNOMOTION und andere [68],[27]. Sie alle lassen sich aus technischer Sicht in eine von drei unterschiedlichen Klassen einordnen:

- Automatisierte Durchführung festgelegter Vorgänge entsprechend einer Programmierung (zumeist in der Orthopädie/Knochenchirurgie)
- Interagieren mit einem Chirurgen in der Regelschleife, der die Instrumente steuert, aber mechanisch von diesen entkoppelt ist (typisch für Mikrochirurgie mit Wegskalierung)
- Führen/Navigieren von Instrumenten entweder durch optische Marker oder mechanische Restriktion der freien Bewegung (zumeist Neurochirurgie)

Es ist zu erwarten, dass sich Neuentwicklungen in eine dieser drei Gruppen eingliedern lassen.

## 2.3 Ableitung der Aufgabe

Ein zentrales Problem der Navigation von Führungsdrähten durch Gefäße liegt darin, dass Kollisionen mit der Gefäßwand und deren Zustand nicht ohne Strahlenbelastung detektiert werden können. Ein Informationsgewinn während des Eingriffes wäre wünschenswert. Einzige existente Möglichkeit ist der Einsatz von Ultraschallsystemen, die aber bei Routineeingriffen und bei Gefäßen kleiner Abmessungen nicht verwendet werden können. Eine direkte optische Bildgebung ist im vaskulären System durch die Partikeldichte im strömenden Blut und die mangelnde Transparenz nur bei Unterbrechung des Blutflusses möglich. Solche Verfahren weisen ein hohes Risiko bei zweifelhafter diagnostischer Aussage auf. Weiterhin stellen die zur Verwendung kommenden Glasfaserbündel zur optischen Bildübertragung ein sehr rigide Struktur im Gefäß dar. In einem makroskopischen Verständnis wäre es erstrebenswert, sich durch den flüssigkeitsgefüllten, nicht-transparenten Raum tasten zu können. Diese Überlegung führt zum Grundgedanken der vorliegenden Arbeit.

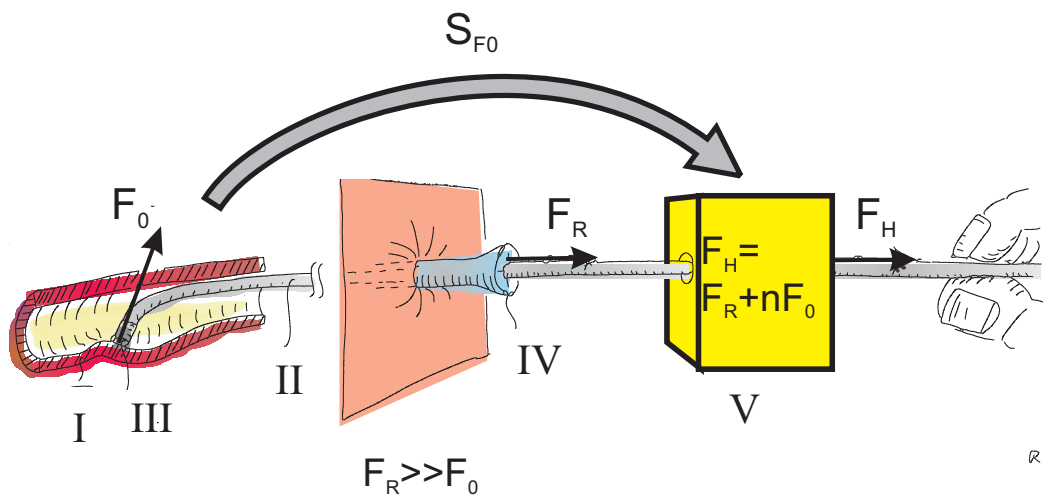
### 2.3.1 Vorstellung des Konzeptes

Das Konzept der haptischen Assistenz *HapCath* sieht ein System nach Abbildung 2.14 vor, das Analogien zur intuitiven Orientierung beim manuellen Palpieren von Hohlräumen extra- sowie intracorporal mit den Händen aufweist.

Ein Führungsdraht II wird durch die Schleuse IV in das Gefäß I geschoben. An der Spitze des Führungsdrahtes befindet sich ein Miniatur-Kraft-Sensor III. Der Sensor erfasst die Kraftwirkung  $F_0$  bei Berührungen mit der Gefäßwand oder mit Hindernissen. Die Schleuse und die Länge des Drahtes im Körper verursachen die Reibkraft  $F_R$ , die deutlich über der an der Spitze wirkenden Kraft  $F_0$  liegt und diese daher verfälscht. Die durch den Sensor gemessene Kraft  $F_0$  wird in Form eines elektrischen Signals  $S_{F_0}$  übertragen und in einer Aktoreinheit V mit dem Führungsdraht in einer um den Faktor  $n$  verstärkten Form verknüpft. Es resultiert eine Summenkraft  $F_H$ , die der Mediziner als haptische Rückwirkung erfährt.

### 2.3.2 Einschätzung der Aufgabe

Der positive Einfluss des vorgeschlagenen Systems auf die bekannten Schwierigkeiten bei Katheterisierungen wäre signifikant. Bestehende Methoden weisen mehrere medizinisch dokumentierte Problemstellungen auf. Nach [11],[46],[99],[106] ist eine deutliche Lernkurve über der Anzahl der Katheterisierungen dokumentiert, insbesondere wird auf die sorgfältige Supervision der Lernenden hingewiesen. Bei selektiven Angiographien mit engen Gefäßen ist nach



**Abb. 2.14:** Konzept des haptischen Assistenzsystems *HapCath*:

*I Gefäß, II Führungsdraht, III Kraftsensor, IV Schleuse, V extrakorporale Aktorik (haptisches Display).*

[11] eine Kopplung zwischen dem Schwierigkeitsgrad der Gefäßpassage und der neurologischen Komplikationsrate vorhanden. Die Studien von PRON [99] ergaben, dass mit steigender Erfahrung des behandelnden Arztes die Strahlenbelastung und die Untersuchungszeit reduziert wird. Die heute verwendeten Führungsdrahte sind durchaus geeignet, die - gegenüber Venen - vergleichsweise widerstandsfähige Arterienwand zu perforieren. Nach [47] geschieht dies im Rahmen der Koronarangiographie in 0,8% der Fälle. Postuliert man für das vorgestellte Assistenzsystem eine intuitive Vermittlung der Elastizität der Wandeigenschaften, sowie die Detektion und eindeutige Identifikation von Abzweigungen durch reduzierte Gegenkräfte, so ist zu erwarten, dass das Assistenzsystem sowohl zu ökonomischen Vorteilen (kürzere Untersuchungszeit, längere Lebensdauer der Röntgenröhre) und wichtiger noch, zu Vorteilen für den Patienten und Arzt (weniger Komplikationen, geringere Belastung mit Kontrastmitteln, geringere Strahlenbelastung) führt. Neben den oben genannten Vorteilen sind auch neue diagnostische Möglichkeiten und die Erschließung weiterer Therapiemaßnahmen denkbar. Die invasiven, endovaskulären Therapiemaßnahmen zielen überwiegend auf die Beseitigung von arteriosklerotischen Schädigungen der Gefäßwand und deren Folgen ab. Dabei ist die Differenzierung von arteriosklerotischen Plaques hinsichtlich ihrer Stabilität von großer Bedeutung [115]. Stabile Plaques haben eine dicke fibröse Kapsel um ihren Lipidkern, während diese bindegewebige Kapsel bei instabilen Plaques dünn ist. Es gilt als gesichert, dass Rupturen und Fissuren in instabilen, vulnerablen Plaques für die Entstehung von unterschiedlichen Formen

der Koronarthrombose verantwortlich sind [115]. Auch die Dicke der Läsionen spielt eine Rolle. Plaques mit mehr als 4-5 mm Tiefenausdehnung sind zumeist vulnerabel [86],[87]. Ein weiteres Zeichen der Vulnerabilität ist die Konzentration an Kalksalzen [115]. Diese Erkenntnisse lassen darauf schließen, dass aus der mechanischen Härte eines Plaques eine Aussage über die weitere Therapie gemacht werden kann. Beachtet man nun, dass bei Patienten mit mehr als 5 Stenosen [112] eine Versorgung über Katheter als nicht mehr sinnvoll erachtet wird, dann erhält das vorgeschlagene System eine weitere Steigerung der Relevanz. Sollte durch Einsatz der Haptik eine Plaquedifferenzierung soweit gelingen, dass instabile von stabilen Plaques zu unterscheiden wären, dann könnten auch Patienten mit mehr als fünf Stenosen versorgt werden. Die Indikation für invasive endovaskuläre Maßnahmen würden sich also ausweiten lassen.

## 3 Das Assistenzsystem *HapCath*

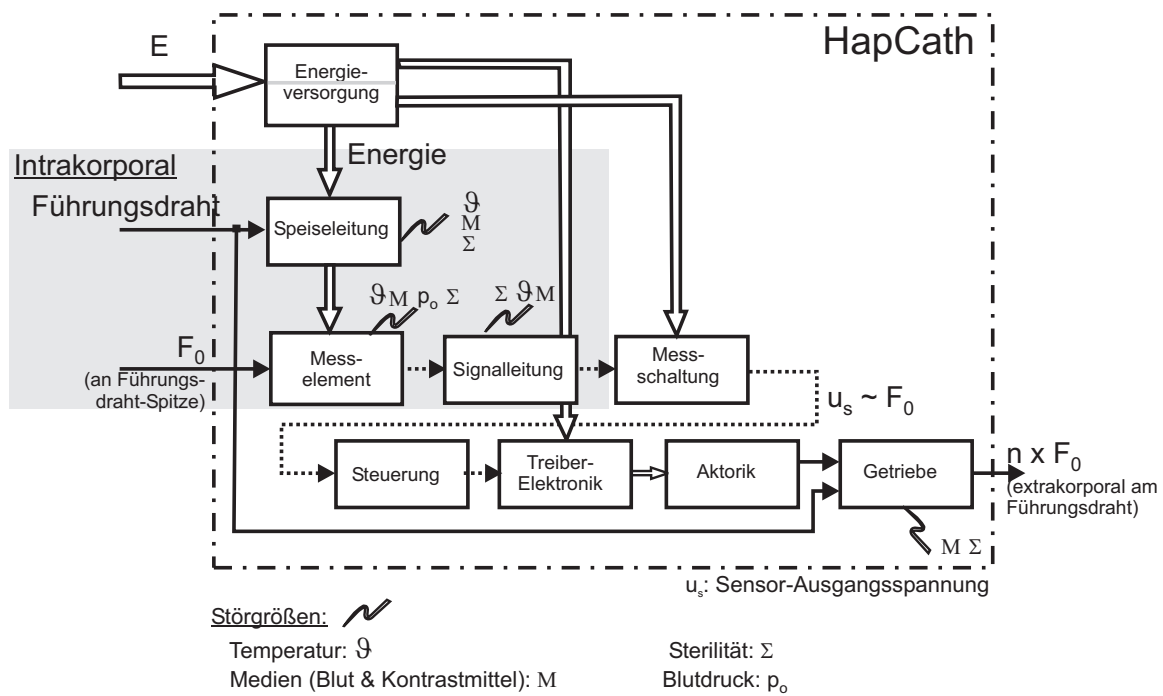
Das Projekt *HapCath* umfasst eine Vielzahl verschiedener Teilaufgaben. Gegenstand dieser Arbeit war es, diese exakt zu beschreiben, die Anforderungen zu deren Bearbeitung zu formulieren sowie die Lösungswege einschließlich der erforderlichen Entwurfsgrundlagen aufzuzeigen.

### 3.1 Strukturierung des Assistenzsystems

Das Grobkonzept aus Abbildung 2.14 wird im Folgenden in einem mehrstufigen Prozess in ein detaillierteres Systemmodell entwickelt und die zu untersuchenden Schnittstellen zum Umfeld identifiziert. Erster Schritt hierzu ist die Identifikation der technischen Problemstellung von *HapCath* mit Hilfe eines Blockschaltbildes (Abb. 3.1).

Eine Energieversorgung speist in einen Leiter innerhalb des Führungsdrahtes Energie ein. Diese speist das Messelement an der Spitze, das die Kraft  $F_0$  aufnimmt. Das Signal über die Kraft wird über weitere Leiter an die Messschaltung übergeben. Es wird angenommen, dass die Messschaltung extrakorporal angeordnet ist. Unter dem Begriff "Messschaltung" wird die Sensor-Sekundärelektronik sowie ein signifikanter Anteil an Sensor-Primärelektronik verstanden. Hintergrund dabei ist, dass in dem Führungsdraht mit einem Durchmesser von  $0,36\text{ mm}$  nur sehr begrenzt Schaltungstechnik integriert werden kann. Das Ausgangssignal der Sensorlektronik wird an eine Steuerung weitergeleitet. Diese beinhaltet z.B. eine Proportionalverstärkung. Über die Treiberelektronik der Aktorik wird das haptische Feedback mit dem Führungsdraht extrakorporal über ein Getriebe verknüpft. Die wichtigsten Schnittstellen des Systems sind die Adaption an den Führungsdraht zur Energie- und Signalübertragung und für die Krafteinkopplung extra- wie intrakorporal. Hier wirken auch die kritischsten Störgrößen wie Temperatur  $\vartheta$ , die flüssigen Medien, wie Blut und Kontrastmittel. Zusätzlich muss diese Schnittstelle resistent gegenüber dem Sterilisationsvorgang  $\Sigma$  sein. Als weitere Störgröße auf den Kraftsensor wirken der mittlere Blutdruck sowie dessen Änderung. Weitere Störgrößen bleiben in dieser Darstellung unberücksichtigt. Eine Übersicht und Quantifizierung der Größen ist dem Pflichtenheft in Anhang C zu entnehmen.

Die Darstellung in Abbildung 3.1 zeigt die technischen Komponenten von *HapCath*. Um



**Abb. 3.1:** HapCath als Blockschaltbild .



die Anforderungen näher zu spezifizieren, ist ein detaillierter Blick auf die Ein- und Ausgangsgrößen sowie die Strukturen notwendig, die diese beeinflussen. Eine Übersicht ist in Abbildung 3.2 dargestellt.

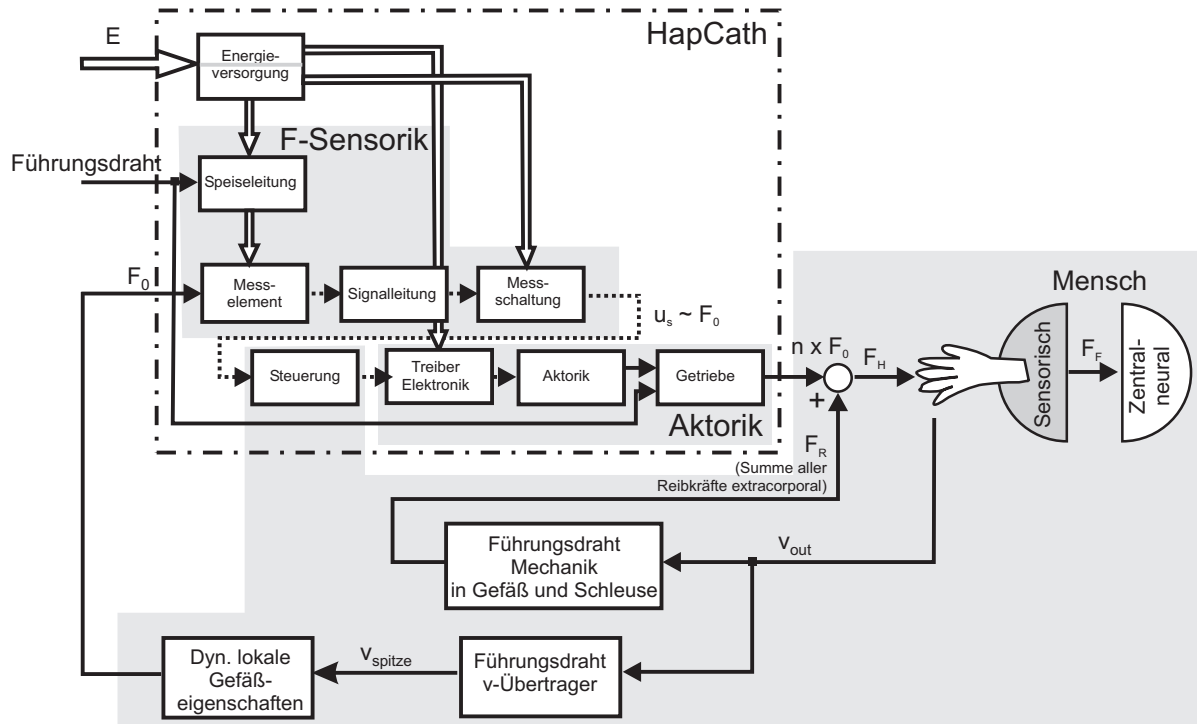
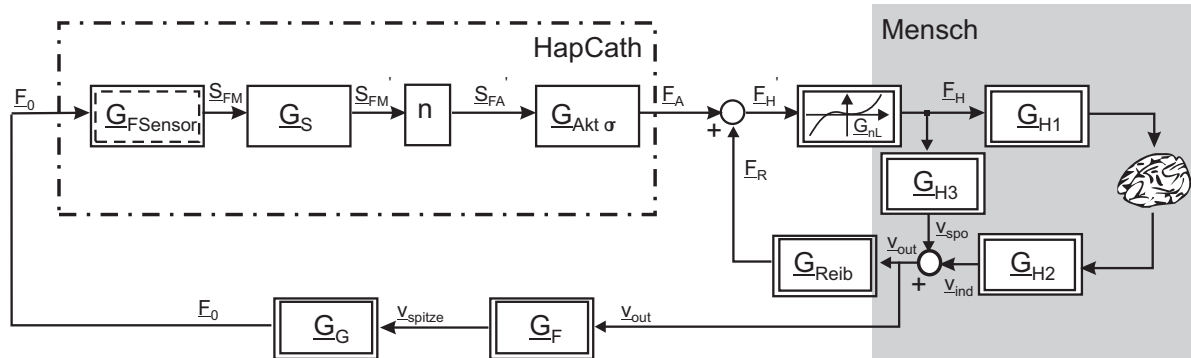


Abb. 3.2: Umgebung von HapCath .

Außerhalb der Systemgrenze von *HapCath* addieren sich zu der durch die Aktorik erzeugten Kraft  $n \times F_0$  noch die Reibkraft  $F_R$  des Führungsdrahtes im Gefäß und in der Schleuse. An dieser Darstellung wird die Aufteilung in die Teilprobleme F-Sensorik, Aktorik sowie Steuerungstechnik und deren Unteraufgaben ersichtlich. Insbesondere die Stabilitätsbetrachtung des Systems bedarf der Berücksichtigung des über den Nutzer und den Patienten geschlossenen Kreises. Dieser Kreis wird im Folgenden differenzierter betrachtet, um eine Zuordnung der anschließenden Untersuchungen zu den Übertragungsgliedern zu ermöglichen. Die Übertragungsglieder dienen zunächst nur zur übersichtlichen Darstellung und Analyse der haptischen Wirkungskette von *HapCath*. Im Rahmen der Arbeit werden Vereinfachungen auf Basis eigener experimenteller Untersuchungen eingeführt, um in vorgegebenen Grenzen eine eingeschränkte Optimierung des Gesamtsystems durchführen zu können.

Die Steuerkette nach Abbildung 3.3 beinhaltet den Kraftsensor inklusive Elektronik sowie Speise- und Signal-Leitungen als Messeinrichtung  $\underline{G}_{\text{FSensor}}$ . Über die Linearität dieses Bauteils

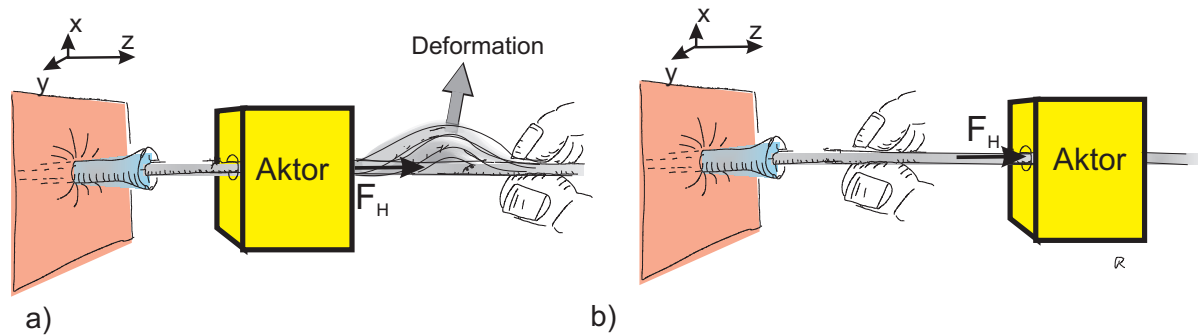


**Abb. 3.3:** Steuerkette von HapCath .

kann aufgrund der hohen Anforderungen an die Miniaturisierung aktuell noch keine Aussage getroffen werden. Das Steuerglied  $\underline{G}_S$  dient zur Stabilisierung der Strecke und wird in Abschnitt 7.2 definiert. Das Konzept sieht eine Verstärkung des Kraftsignals  $\underline{S}'_{FM}$  um einen frei wählbaren Faktor  $n$  vor. Das resultierende Signal  $\underline{S}'_{FA}$  stellt die Eingangsgröße für das Aktorglied  $\underline{G}_{Aktor}$  dar. Ausgangsgröße von *HapCath* ist die Aktorkraft  $\underline{F}_A$ , welche im Folgenden von der Reibkraft  $\underline{F}_R$  überlagert wird. Die Summe dieser Kräfte ergibt die Kraft  $\underline{F}'_H$ , die über ein nichtlineares Glied auf den Nutzer gekoppelt wird. Die Kraft  $F_H$  wirkt in zweierlei Art und Weise: Über die mechanischen Eigenschaften der Fingerbeere und der Hand  $\underline{G}_{H3}$  wird eine nicht bewusst beeinflussbare Bewegung  $v_{spo}$  erzeugt. Über die Wahrnehmung der Kräfte modifiziert durch das Glied  $\underline{G}_{H1}$  findet eine bewusst herbeigeführte Reaktion statt, welche über die mechanischen Eigenschaften von Muskeln und Gewebe  $\underline{G}_{H2}$  in eine induzierte Bewegung  $v_{ind}$  resultiert. Die Summe der Geschwindigkeiten  $v_{out}$ , wirkt auf das Glied  $\underline{G}_{Reib}$ , das die Längeninteraktion zwischen Führungsdraht und Gefäßwand bzw. Schleuse abbildet. Als Resultat ergibt sich eine Störgröße  $F_R$ . Ebenfalls ein Resultat der Bewegung am extrakorporalen Ende ist die über die mechanischen Eigenschaften des Führungsdrahtes  $\underline{G}_F$  resultierende Bewegung der intrakorporalen Spitze. Diese wirkt auf die Gefäßwand  $\underline{G}_G$ , wodurch sich die zu messende Kraft  $F_0$  ergibt. Diese Ausführungsform von *HapCath* ist eine über den Nutzer und den Patienten geschlossene Rückkopplung. Wie dies analytisch zu betrachten ist, wird in Abschnitt 5.1 beschrieben.

Das nichtlineare Glied  $\underline{G}_{nL}$  resultiert aus der in Abbildung 2.14 dargelegten räumlichen Anordnung der Komponenten. Da die Hauptwirkrichtung der Kraft  $\underline{F}_H$  aus dem Körper zeigt (zu positiven  $\vec{z}$ ), ist zu erwarten, dass der flexible Führungsdraht auf Zug bzw. Druck unterschiedlich reagiert. Entgegen der Abbildung 2.14 ist daher eine Anordnung nach Abbildung 3.4b sinnvoller, in der die Aktoreinheit hinter dem Betätigungsfeld angeordnet ist. Unter die-

ser Annahme für die Konstruktion wird der Draht hauptsächlich auf Zug belastet und kann daher als idealer Übertrager gewertet werden.



**Abb. 3.4:** Anordnungsvarianten des Aktors,  
a) vor und b) nach dem Betätigungsbereich des Anwenders.

## 3.2 Teilprobleme des Assistenzsystems

Als Resultat der vorhergehenden Betrachtung wird das in Abbildung 2.14 skizzierte Assistenzsystem in vier zu bearbeitende Teilgebiete untergliedert:

1. Wandlung der wirkenden Kraft in ein elektrisches Signal - Kraftsensorik ( $\underline{G}_{\text{Fsensor}}$ )
2. Übertragung und Auswertung der Signale - Signalverarbeitung und Steuerung ( $\underline{G}_S$  und  $n$ )
3. Einkopplung einer vom Sensorsignal abhängigen Kraft auf den Katheter - Aktorik ( $\underline{G}_{\text{Aktor}}$ )
4. Integration des Gesamtsystems in das bestehende Umfeld - Integration (Rest)

Die Aufgabe dieser Arbeit im Rahmen des Projektes *HapCath* besteht darin, die Grundlagen zu allen Teilgebieten zu legen. Dies beinhaltet auch die Betrachtung von Sensorik, Signalverarbeitung und Aktorik in ersten Entwürfen und Prototypen. Der Schwerpunkt liegt aber auf der technischen und medizinischen Aufgabenstellung unter Berücksichtigung der Einwirkung des Umfeldes. Dieses wird insbesondere durch die zu erwartenden mechanischen Wandler ( $\underline{G}_G$ ,  $\underline{G}_F$ ,  $\underline{G}_{\text{Reib}}$ ) sowie der Formulierung der haptischen Wahrnehmung ( $\underline{G}_{\text{H1..3}}$ ) bestimmt.

Basierend auf den im vorangegangenen Kapitel dargelegten Aufgabendefinitionen und der Ableitung der Teilprobleme in diesem Kapitel, konnte der Autor die wissenschaftliche Grundlagen für das erfolgreich beantragte DFG-Projekt WE 2308/3-1 erarbeiten. Im Rahmen dieses Forschungsprojektes erfolgen z.Z. die Entwicklung der Sensorik und Aktorik sowie die Integration aller Komponenten zu einem Labormuster eines funktionsfähigen haptischen Assistenzsystems.

## 4 Ableitung der Anforderungen an die Kraftsensorik

Um die Anforderungen an den Kraftsensor festlegen zu können, ist es notwendig, die auftretenden Kräfte und die zu erwartenden Störgrößen zu betrachten. Der folgende Abschnitt beschreibt diese in Amplitude, Dynamik und Raumrichtung relativ zum Führungsdraht. Hierzu wird auf Literaturdaten über spezielle Messungen zurückgegriffen und eine Modellbildung eines virtuellen Gefäßbaums zur Simulation der Bewegung eines Führungsdrahtes beschrieben. Es werden die an die Systemgrenze in Abbildung 3.2 zu *HapCath* anschließenden Glieder, insbesondere  $\underline{G}_G$  und  $\underline{G}_F$ , betrachtet.

### 4.1 Navigation in Gefäßen - Ergebnisse anderer Forscher

Die Messung von Kräften an Gefäßen zur haptischen Darstellung, mit dem Ziel der Verbesserung der Navigation, ist von den grundlegenden Gedanken her nicht völlig neuartig. Die Forschergruppe um MITZUTAKA TANIMOTO hat in fünf Veröffentlichungen in den Jahren 1997 bis 2000 [120],[121],[122],[123],[124] ein mit *HapCath* vergleichbares Konzept und erste Erfahrungen in der Umsetzung vorgestellt. Darüber hinausgehende Forschungsarbeiten von Mitgliedern dieser Gruppe bzw. von anderen Gruppen auf dem Gebiet der intrakorporalen Kraftmessung sind nicht bekannt. Im Folgenden werden TANIMOTOS Ergebnisse anhand dieser Veröffentlichungen erläutert.

#### 4.1.1 Konzept zur intravasculären Navigation

Die Struktur des geplanten und in weiten Teilen umgesetzten Systems für Katheterisierungen (Abb. 4.1) beinhaltet die intrakorporale Kraftmessung sowie zwei extrakorporale Einheiten zur Telemanipulation des Katheters. Das Bedienelement ist ein impedanzgeregeltes haptisches Display, das über einen Drehmomentenregler eine Kombination aus extrakorporal und intrakorporal gemessenen Kräften erzeugt und die Position eines Joysticks erfasst. Die extrakorporale Aktoreinheit am Katheter umfasst einen Positionsregelkreis für die Translation des Katheters und eine Kraftmessung in diese Richtung.

Der in der Spitze des Katheters verwendete Kraftsensor (Abb. 4.2) basiert auf einem klas-

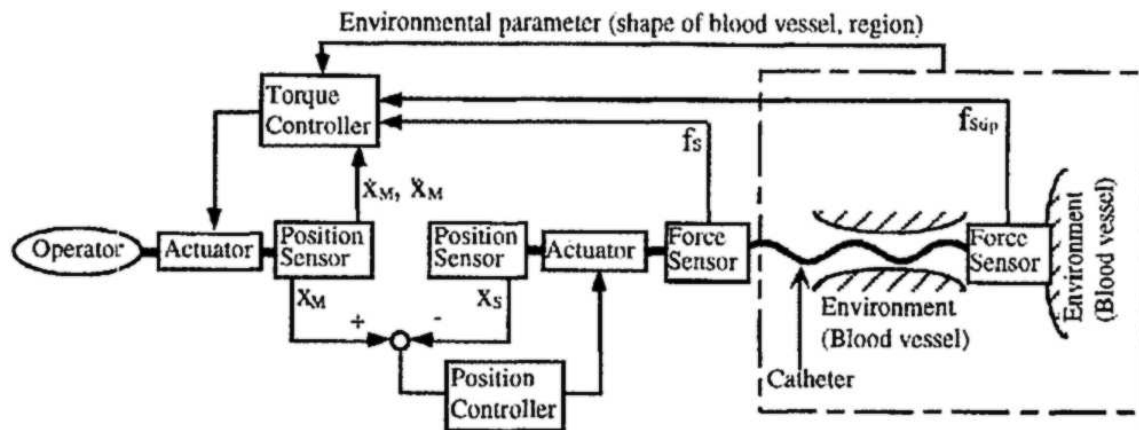


Abb. 4.1: Katheter Teleoperationssystem [123] .

sischen miniaturisierten Relativdrucksensor, der in einem Katheter mit Außendurchmesser  $1,6\text{ mm}$  gehäust ist. Die Wandlung von der auf die Spitze wirkenden Kraft in die Messgröße Druck erfolgt über einen Stempel, der elastisch mit dem Katheter verbunden ist. Der Transfer des Drucks erfolgt über eine Silikonölfüllung des Lumens in der Katheterspitze.

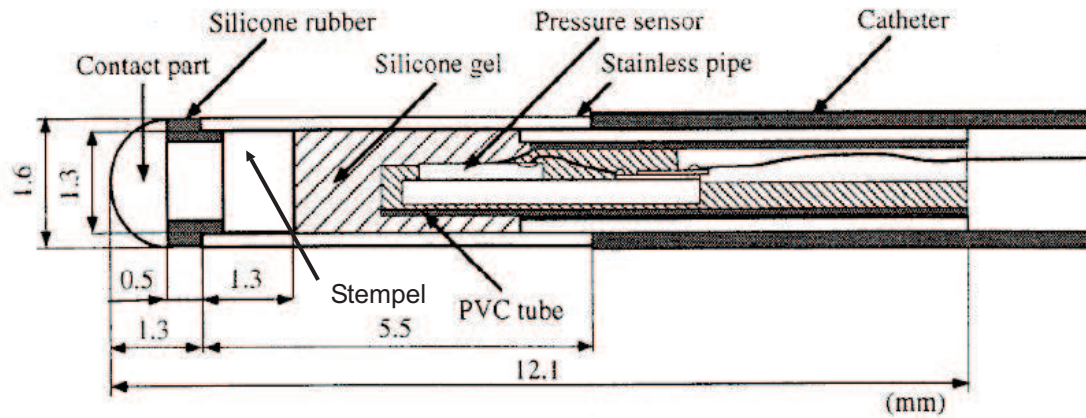
Der Kraftsensor wurde für Testzwecke im Tierversuch in einem Hund eingesetzt. Die hierbei aufgenommene Messreihe ist in Abbildung 4.3 wiedergegeben. Es ist deutlich die Kollision mit einer Gefäßwand (in einem künstlichen Aneurysma) sowie die Überlagerung der Kraftmessung mit dem Blutdruck erkennbar.

#### 4.1.2 Ergebnisse der intravasculären Navigation

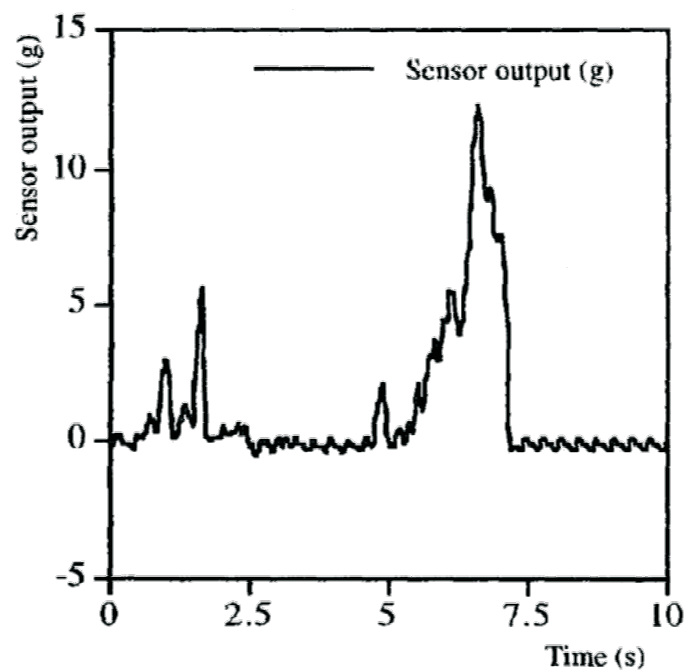
TANIMOTOS Ergebnisse lassen sich in drei Schwerpunkten zusammenfassen:

**Kraftmessung:** Der Kraftsensor wurde für Kräfte bis  $20\text{ mN}$  und bis zu einer oberen Frequenzgrenze von  $2\text{ kHz}$  vermessen und charakterisiert. Das Übertragungsverhalten des Messprinzips ist linear in diesem Frequenzbereich. Die Kraft ist weiterhin linear abhängig von ihrem Angriffswinkel. Der Tierversuch weist nach, dass die Aussagekraft der Kraftmessung für die Navigation hoch ist.

Nachteilig ist, dass der Sensor einen Durchmesser von  $1,6\text{ mm}$  (4 F) aufweist. Weiterhin ist er durch seine Bauweise nicht in Kombination mit einem Führungsdraht einsetzbar. Die



**Abb. 4.2:** Katheterbasierte Kraftmessung [120].



**Abb. 4.3:** Katheterbasierte Kraftmessung im Tierversuch [120].

Möglichkeit verästelten Gefäßen kontrolliert zu folgen, ist daher stark eingeschränkt. Die medizinische Nutzbarkeit des Katheters ist nicht gegeben.

**Aktorik Katheterbewegung:** Die extrakorporale Aktorik für die Katheterbewegung basiert auf elektrodynamischen Antrieben, die über Reibräder die translatorische Bewegung des Katheters ermöglichen [122]. Dies ist gekoppelt mit einer Kraftmessung an den Aufhängungen der Antriebe. Die Aktorik ist hinreichend zur translatorischen Bewegung des Katheters und beinhaltet einen geschlossenen Kraftregler. Sie ermöglicht jedoch keine Rotation des Katheters und ist daher zur Telemanipulation einer Katheterisierung nicht geeignet, da keine Navigation stattfinden kann.

**Momentenregelung:** Neben dem naheliegenden Ansatz der verstärkten Darstellung der Kräfte von der Katheterspitze wurden weitergehende Regelungsalgorithmen getestet. Durch die Telemanipulation und somit vollständige mechanische Entkopplung zwischen Bedieneinheit und Aktoreinheit war es TANIMOTO möglich, die gefühlte Widerstandskraft mit wachsender Geschwindigkeit zu modulieren. Kriterium für die Qualität der Regelung waren die maximal auftretenden Kräfte zwischen Führungsdrahtspitze und Gefäß. Eine Minimierung dieser Kräfte resultiert in der geringstmöglichen Gefahr für die Schädigung der Gefäßwände. Als Resultat ergab sich, dass die Kräfte zwischen Katheter und Wand während der Manipulation mit geschwindigkeitsunabhängiger Verstärkung dann am geringsten waren, wenn die Kräfte an der Führungsdrahtspitze um den Faktor 10 erhöht am Bedienelement wiedergegeben wurden. Eine zusätzliche Erhöhung der gefühlten Impedanz bei schnellen Bewegungen reduzierte die auftretenden Maximalkräfte zwischen Katheter und Gefäß um den Faktor 1/2.

Diese Erfahrungen zeigen, dass der Ansatz von Kraftmessung in Gefäßen zur Verbesserung der Navigation vielversprechend ist. Dennoch wurde das Prinzip nicht weiter verfolgt. Die Ursache hierfür ist nicht aus den Veröffentlichungen entnehmbar. Daher sind aus der Kenntnis von Katheterisierungen im Allgemeinen die Ergebnisse derart zu interpretieren, dass Anforderungen an *HapCath* formuliert werden können, um die Möglichkeit einer Überführung des Assistenzsystems in ein nutzbares medizinisches Produkt zu wahren:

- Die etablierten Möglichkeiten zum Einbringen von Werkzeugen und Navigation mit Hilfe von Führungsdrähten muss gewährleistet bleiben. Die Applikation der Kraftmessung auf Katheter ist nicht praxisgerecht.
- Die Möglichkeit zur Rotation des Katheters/Führungsdrahtes darf nicht unterbunden



werden. Die 2D-Bewegung als Translation und Rotation ist als Notwendigkeit zur Navigation zwingend.

- Eine unidirektionale Kraftmessung und Darstellung ist hinreichend für relevante, die Navigation unterstützende Informationen.
- Die Trennung in Aktoreinheit und in ein vom Katheter entkoppeltes Bedienelement ermöglicht komplexe Regelungen des Übertragungsverhaltens mit positiven Einfluss auf die maximal auftretenden Interaktionskräfte zwischen Gefäßwand und Katheter. Der technische Aufwand und der daraus resultierende Nutzen ist jedoch fraglich, da eine lineare Übertragungsfunktion bereits eine signifikante Verbesserung der Navigation ermöglicht. Dies ist weiter zu evaluieren.

## 4.2 Generelle Überlegungen zur Berechnung der Kraftwirkungen auf Führungsdrähte

Obwohl ermutigend, sind die in der im letzten Abschnitt vorgestellten Literatur dokumentierten Ergebnisse nicht hinreichend, um eine Auslegung der Kraftsensorik vorzunehmen. Im Folgenden wird daher eine Methode zur Abschätzung der auf den Führungsdraht wirkenden Kräfte bei der Navigation vorgestellt.

Die Kräfte ergeben sich aus der aus dem Gefäßverlauf resultierenden Verformung des Drahtes. Die Bahnkurve, die ein dünner Draht innerhalb eines Gefäßes mit großen (relativ zur Drahtstärke) Durchmesser einnimmt, ist nicht offensichtlich. Sie ergibt sich aus der Interaktion der weichen Gefäßwand und dem elastischen Draht. Um eine Einschätzung der Bewegung des Führungsdrahtes, der auftretenden Kräfte und dem Einfluss der mechanischen Parameter zu erhalten, ist eine numerische Simulation unverzichtbar. Die viskoelastische Modellbildung biologischer Gewebe sowie von Reibungseffekten unter gängigen Simulationstools (ANSYS, ProE-Mechanica) ist schwer bis unmöglich. Gleichzeitig erscheint die Umsetzung akzeptabler Näherungsalgorithmen in einer Hochsprache durch die theoretischen Vorarbeiten anderer Gruppen realistisch. Daher wurde angestrebt, die numerische Simulation in einem eigenen Programm unter MatLab zu entwickeln.

Im Bereich der Forschung zu Simulatoren für Katheterisierungen ist man bestrebt, ein realistisches Abbild der Bewegung von Kathetern und Führungsdrähten zu erzeugen. In [76] sowie [67] werden unterschiedliche Algorithmen für Simulatoren für Katheterisierungen vorgeschlagen. LAWTON [76] formuliert einen Algorithmus, der den Führungsdraht als Aneinanderreihung diskreter Biegebalken beschreibt. Diese bewegen sich innerhalb eines Gefäßbaumes mit starren Wänden. Der Ansatz von KONINGS [67] berücksichtigt zusätzlich Gefäßwände mit linearen Nachgiebigkeiten. Weiterhin präsentiert er Methoden zur Validierung des Algorithmus an physischen Testszenarien. In diesen beiden Quellen sowie in [97], hier wird eine vergleichbare Fragestellung bei der Deformation von virtuellem Nahtmaterial für chirurgische Nähte diskutiert, wird als Verfahren zur Identifikation der Lage die Minimierung der Energie des Gesamtsystems genutzt. Die dazu verwendeten Algorithmen sind generell zweigeteilt. In einem ersten Schritt wird eine Anordnung und Deformation der Objekte im Raum angenommen. Diese Anordnung resultiert in der Regel aus der Veränderung eines zuvor bekannten Zustandes, z.B. wird der Führungsdraht um einige Millimeter bewegt. Diese Annahme bildet nicht das energetische Optimum. In einem zweiten Schritt wird zyklisch anhand der berechneten Kräfte und deren Raumrichtung die Lage sowie die Deformation der Objekte verändert, bis ein Energieminimum erreicht wird. Es handelt sich um einen Iterationsalgorithmus unter

Berechnung der Energie sowie der Kraft als erste Ableitung der Energie nach der Position.

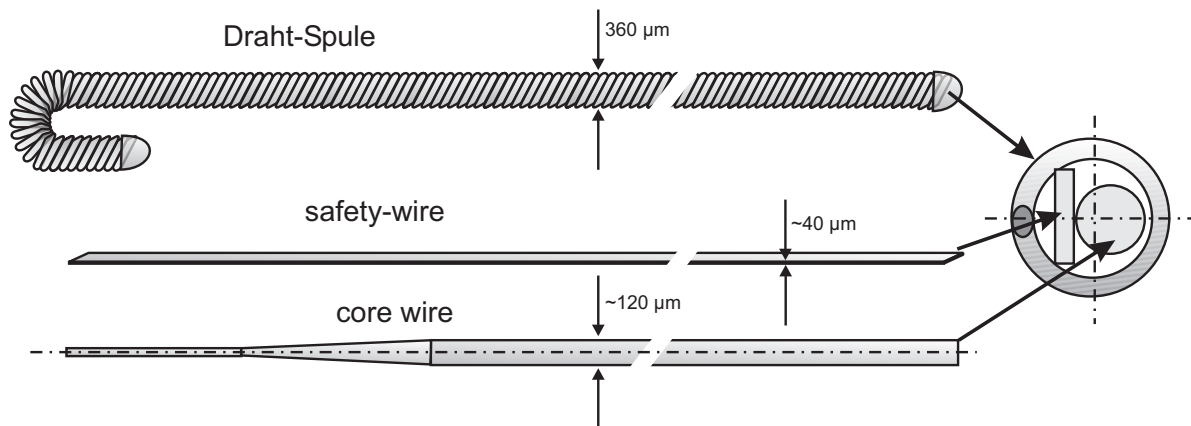
Die Kräfte, die auf den Führungsdraht wirken, sind Resultat unterschiedlicher physikalischer Ursachen:

1. Elastische Eigenschaften der Gefäßwand
2. Reibung zwischen Gefäßwand und Draht
3. Biegesteifigkeit des Drahtes bei radialer Belastung
4. Masse und mechanische Dämpfung des Drahtes
5. Axiale Steifigkeit des Drahtes
6. Torsionssteifigkeit des Drahtes in axialer Richtung

Die drei zuletzt genannten Punkte sind dabei den ersten drei Punkten untergeordnet. Die Masse eines Führungsdrahtes bewegt sich zwischen 2 g und 5 g und ist daher vernachlässigbar (s.a. Abschnitt 4.3.3). Eine mechanische Dämpfung findet nicht statt, da der Draht Eigenschaften einer idealen Feder aufweist. Eine hohe Torsions-Steifigkeit sowie die axiale Steifigkeit sind Entwurfsparameter bei der Gestaltung von Führungsdrähten, da nur so eine kontrollierte Navigation innerhalb des Gefäßbaumes erfolgen kann. Dies sind durchweg Annahmen, die auch in [76] und [67] als wichtig anerkannt wurden. Es ist also notwendig, die Punkte 1 bis 3 näher zu untersuchen.

## **4.3 Mechanische Charakterisierung von Führungsdrähten**

Die bei Katheterisierungen zum Einsatz kommenden Führungsdrähte haben mit gezogenen Drähten aus Vollmaterial nur geringe Gemeinsamkeiten. Führungsdrähte setzen sich immer aus wenigstens einem Rohr mit variierenden Seelen und Ummantelungen aus unterschiedlichen Materialien zusammen. Diese Grundkomponenten variieren in ihrem Anteil am Querschnitt, ihrer Komplexität und den mechanischen Eigenschaften unter den Herstellern und in Abhängigkeit vom Anwendungsgebiet. Eine Beschreibung des mechanischen Aufbaus des "Führungsdrahtes", die alle Besonderheiten und Varianten abdeckt, ist daher nicht möglich. Exemplarisch wird eine weit verbreitete Bauform von Führungsdrähten am Beispiel eines Produktes der Firma EPFLEX behandelt.



**Abb. 4.4:** Komponenten eines Führungsdrahtes .

#### 4.3.1 Mechanischer Aufbau

Ein Führungsdraht besteht aus einem zentralen Draht (core-wire) mit variierendem Durchmesser (Abb. 4.4), einem Sicherheitsband (safety wire) mit rechteckigem Querschnitt und einer umgebenden, gewickelten Draht-Spule. Letztere ist i.d.R. PTFE-beschichtet (Polytetrafluorethylen), um die Gleiteigenschaften zu verbessern. Anstelle der Spule sind auch Varianten im Einsatz, die diese teilweise oder ganz durch ein Rohr ersetzen, bzw. bei denen durch Spritzgussverfahren die Spule in einem Kunststoff eingebettet ist. Führungsdrähte sind wegen ihres Kontaktes mit Blut und der damit verbundenen hohen Infektionsgefahr, den günstigen Herstellungskosten und der schwierigen Reinigung, insbesondere der Drahtwicklung an der Spitze, medizinische Einwegartikel.

Die mechanischen Anforderungen an den Führungsdraht lassen sich zu vier Grundforderungen zusammenfassen:

1. Hohe radiale Flexilität, so dass Gefäße nicht verletzt werden.
2. Frei-formbare Spitze, so dass deren Form der Anwendungssituation angepasst werden kann.
3. Hohe Sicherheit in der Handhabung. Es dürfen bei Benutzung keine Teile verloren gehen.
4. Hohe Drehsteifigkeit, um Steuerung durch Gefäße zu ermöglichen.

Diese Anforderungen werden im Wesentlichen durch die Form des core-wires bestimmt. Durch die sich verjüngende Form des core-wires erhält der Draht im vorderen Bereich eine hohe Nachgiebigkeit. Um die spitz zulaufende Form des core-wires zu entschärfen, wird dieser durch eine nachgiebige Spule ummantelt. Die Spule ihrerseits erfordert, dass an ihrem Anfang und Ende der rechteckige Sicherungsdraht befestigt (verschweißt) wird, um bei der Handhabung ein Abwickeln des Spulendrahtes zu verhindern und am extrakorporalen Ende aufgebrachte Drehmomente sicher zu übertragen.

Neben dieser weit verbreiteten Form von Führungsdrähten gibt es noch eine Vielzahl von Varianten, die sich, in Abhängigkeit der angewandten und vom Hersteller beherrschten Fertigungstechnologie, im Aufbau durch Verzicht auf ein safety-wire unterscheiden.

#### 4.3.2 Mechanische Eigenschaften

Die Hersteller von Führungsdrähten verfügen nur über geringe quantitative Angaben zu den mechanischen Eigenschaften ihrer Produkte. Daher wurden in [131] und [16] ausführliche messtechnische Untersuchungen zu den Führungsdraht-Eigenschaften, insbesondere zu deren Biegesteifigkeit und Reibkoeffizienten, durchgeführt. Ihre Ergebnisse weisen eine lineare Biegesteifigkeit nach. Unter der Annahme eines Biegers folgt für die Biegedehnung

$$S_B = E I_y \quad (4.1)$$

( $I_y$  axiales Flächenträgheitsmoment um  $y$ ,  $E$ = Elastizitätsmodul)

Man erhält aus Gl. (4.1) als Biegekraft

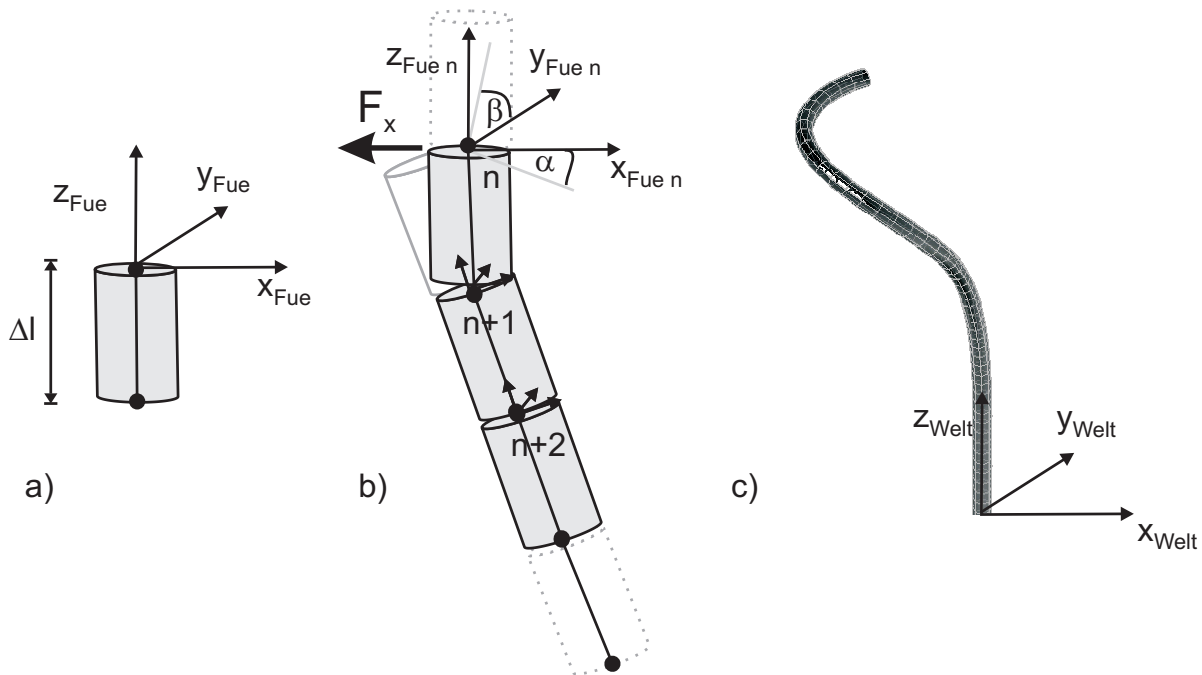
$$F_x = S_B \frac{3}{\Delta l^3} \Delta x \quad (4.2)$$

(mit  $\Delta x$ =Auslenkung aus der Ruheposition,  $\Delta l$ =Länge der Probe). Die Biegedehnung  $S_B$  variiert, je nach Führungsdrahttyp, zwischen 140 und 300 Nmm<sup>2</sup>. Die untersuchten Proben decken den mittleren Bereich der Führungsdrähte ab. Die Spitze ist generell weicher.

Weiterhin wurde nachgewiesen, dass durch den inneren Aufbau (Abb. 4.4) des Führungsdrahtes die Biegedehnung  $S_B$  auf dem Umfang sinusförmig variiert. Der Unterschied liegt im Bereich von 1 bis 10%, je nach Ausführungsform des Drahtes. Bezüglich den Untersuchungen der Reibeigenschaften von PTFE beschichteten Kathetern ergeben sich Reibkoeffizienten  $\mu_k$  zwischen 0,087 und 0,119.

### 4.3.3 Simulation des mechanischen Verhaltens

Führungsdrähte sind in erster Näherung eindimensionale Objekte, deren Bahnkurve durch zwei Dimensionen eindeutig bestimmt werden kann (Abb. 4.5).



**Abb. 4.5:** Koordinatensysteme des Führungsdrahtes.

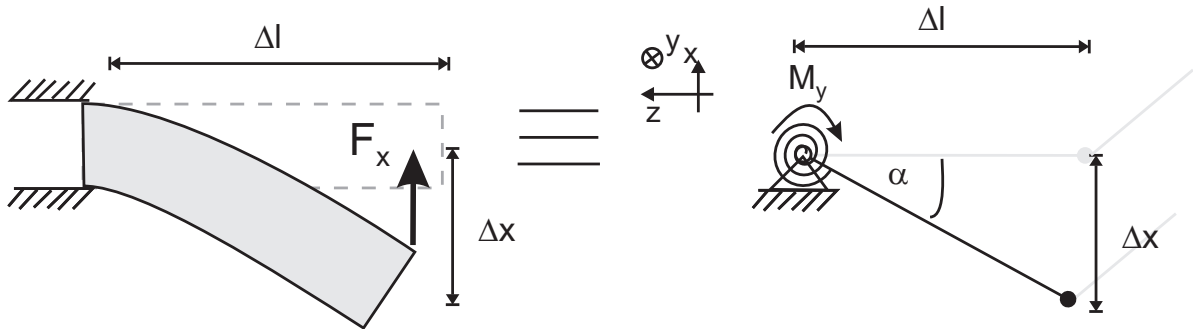
a) Elementweise, b) Reaktion des Drahtes bei Kraftwirkung, c) vergrößertes Bild des Datensatzes des Drahtes.

Analog zu der in der Literatur beschriebenen Software für Trainingssimulatoren [67],[76], wird der Führungsdraht durch einen elastischen Biegebalken angenähert, der in  $z$ -Richtung keine Kompression und eine unendlich hohe Torsionssteifigkeit aufweist: Der Führungsdraht wird durch eine Kette von Knoten mit festem Abstand ersetzt (Abb. 4.5 b). In der Simulation werden zwei Koordinatensysteme unterschieden. Jeder Knoten hat ein karthesisches Koordinatensystem  $[x_{Fue}, y_{Fue}, z_{Fue}]$ . Die Verkipfung eines Führungsdrahtknotens um einen Winkel von der Bahnkurve des spannungsfreien Zustandes, resultiert in der Wirkung einer Kraft. Die Bahnkurve ist in dem Weltkoordinatensystem  $[x_{Welt}, y_{Welt}, z_{Welt}]$ , mit Fußpunkt im letzten Knoten des Führungsdrahtes, durch Rotationen um die  $x$  und  $y$ -Achse parametrisiert. Die Abweichung wird in den Winkeln  $\alpha$  um die  $y$ -Achse und  $\beta$  um die  $x$ -Achse angegeben und ist über

$$\Delta x = \Delta l \sin \alpha$$

mit dem resultierenden Moment um den Knoten  $n + 1$  verknüpft (Abb. 4.6).

$$M_y = \Delta l \cdot F_x = S_B \frac{3}{\Delta l} \sin \alpha$$



**Abb. 4.6:** Statische Näherung des Biegeverhaltens durch einen Knoten mit Momentenreaktion.

**Vernachlässigung der Masse** Die oben genannte Näherung vernachlässigt dynamische Effekte. Innere Reibung ist bei Führungsdrähten nicht dokumentiert. Der Einfluss der Masse auf die Kraftantwort bei Auslenkung des Drahtes ist jedoch potentiell relevant und muss daher untersucht werden. Unter der Annahme, dass die maximale Auslenkung des Knotens 1 mm beträgt und der maximal zulässige Fehler durch die Vernachlässigung der Dynamik bei 1 mN liegt, ergibt sich mit folgendem Zusammenhang aus der Netzwerkdarstellung des Biegers:

$$\begin{aligned} \frac{F}{v} &= p m, p = j\omega = j 2\pi f \\ \Rightarrow \frac{F}{x} &= p^2 m \end{aligned} \quad (4.3)$$

Mit einer Gesamtmasse des Führungsdrahts bei einer Länge von 2 m:  $\approx 5$  g und der Masse eines Einzelknotens (bei 200 Teilen):  $\approx 0,025$  g folgt eine Grenzfrequenz von  $f_0 = 31,38$  Hz ab der eine dynamische Auslenkung von 1 mm mehr als 1 mN Kraftamplitude hervorruft.

Eine Anregung mit Frequenzkomponenten von größer als 30 Hz bei der Interaktion zwischen Führungsdraht und Gefäßwand ist nicht realistisch. Alle beteiligten Einflussfaktoren (Puls, nutzerinduzierte Bewegung, Gefäßwandreaktion) wirken niederfrequent. Die Masse kann daher für die Simulation vernachlässigt werden.

## 4.4 Modellbildung von Gefäßen

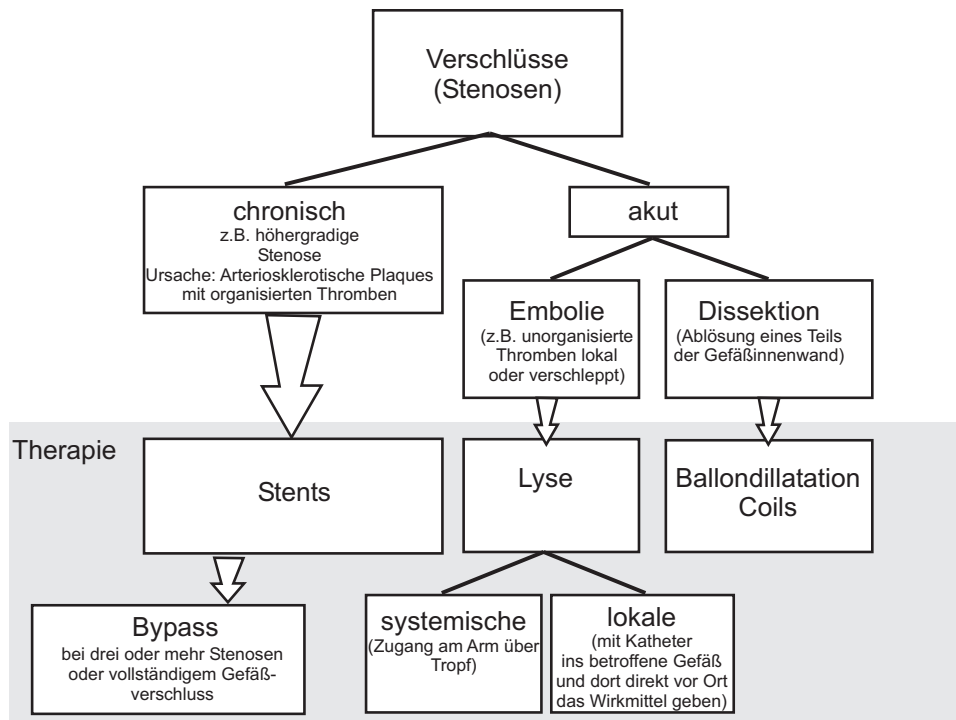
Für eine realistische Simulation der auftretenden Kräfte ist, neben dem Führungsdraht, die mechanische Modellbildung des Gefäßbaums von Bedeutung. Menschliche Blutgefäße werden in Arterien und Venen in Abhängigkeit der auf das Herz bezogenen Fließrichtung des Blutes unterschieden. Diagnostische und therapeutische Katheterisierungen werden daher sowohl arteriell als auch venös durchgeführt. Der Schwerpunkt liegt bei arteriellen Katheterisierungen, da die Aufrechterhaltung der Versorgung von Geweben im Fokus steht. Verschlüsse - Stenosen - treten in Arterien signifikant häufiger als in Venen auf. Die Ursache für diese ungleiche Verteilung ist vielschichtig. Neben der Tatsache, dass Arterien enger und weniger elastischer sind als Venen, wodurch Einlagerungen in der Gefäßwand einen größeren Einfluss auf den Querschnitt haben, besteht ein signifikanter Grund in der eigentlichen Ursache für die Entstehung von chronischen Stenosen. Verschlüsse gliedern sich terminologisch in die beiden Klassen "chronisch" und "akut" (Abb. 4.7). Chronische Stenosen, häufig auch "Arteriosklerose" oder populärwissenschaftlich "Verkalkung" genannt, resultieren aus der Einlagerung von Low-Density-Lipid (LDL) in der Intima (Abb. 4.8). Man unterscheidet zwischen LDL und High-Density-Lipid (HDL). Beide Lipidformen dienen dem Transport und der Verteilung von Cholesterin. Cholesterin, als elementarer Baustein der Zell- und Zellkernmembranen sowie als Stoffwechselprodukt für die Steroid- (Geschlechts-) Hormone, wird von LDL Partikeln von der Leber zu den Zellen und als HDL Partikel zurück in die Leber zum Recycling oder Abbau transportiert [78] (s.a. Anhang D). Folgerichtig ist die Konzentration von LDL Partikeln in den Arterien des Körperkreislaufes höher als in den Venen.

Es ist daher legitim, sich bei der Modellierung der Gefäßeigenschaften auf Arterien zu konzentrieren. Arterien haben die in Abbildung 4.8 dargestellte Schichtstruktur. Die Stärke der Schichten hängt von der Größe der Arterie ab und ist bis zu "kleinen, herzfernen Arterien" [36] unverändert. Erst Arteriolen weisen eine deutlich abweichende Struktur auf [39]. Diese werden jedoch nicht katheterisiert.

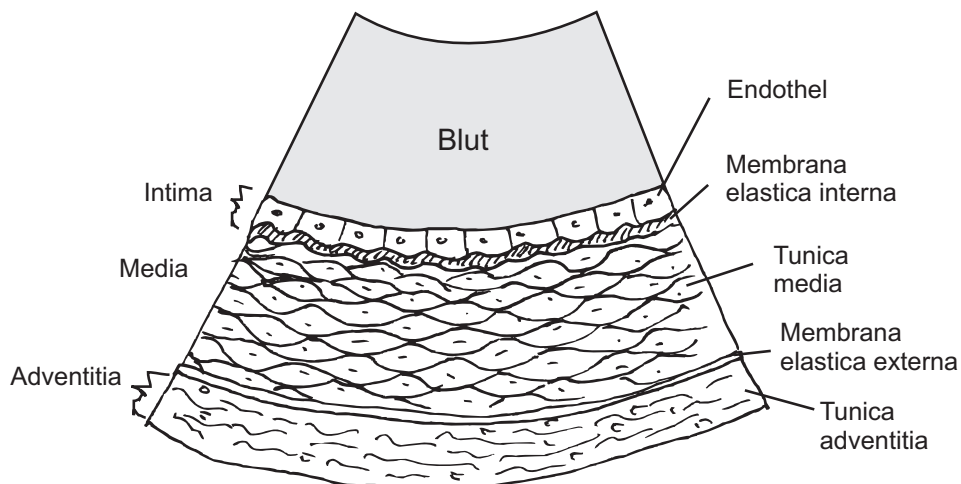
Das Gewebe aus denen Arterien bestehen, weist charakteristische nichtelastische mechanische Eigenschaften auf (Abb. 4.9):

1. Die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie folgt auf Belastung einem anderen Verlauf als auf Entlastung, das Material hat eine *Hysteresis*.
2. Unter konstanter Spannung nimmt die Dehnung des Materials zu und nähert sich einem Endwert an, das Material *kriecht*.
3. Unter konstanter Dehnung fällt die Spannung des Materials gegen einen festen Endwert,





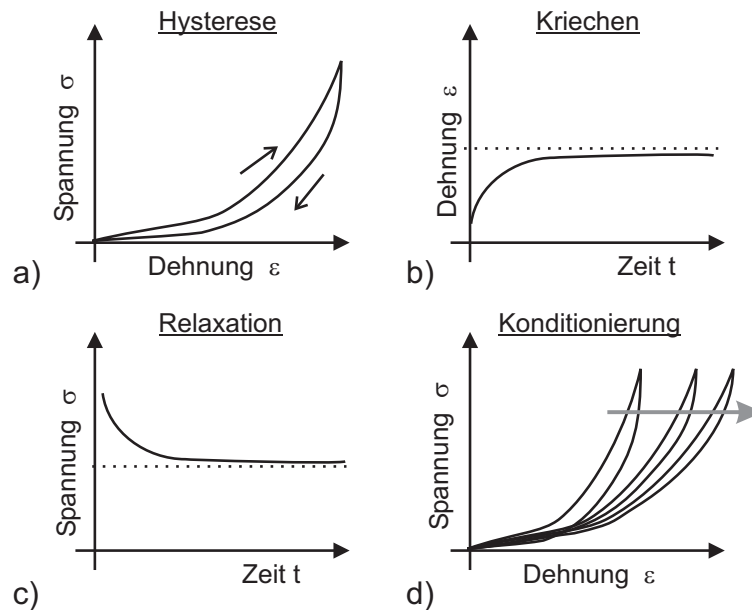
**Abb. 4.7:** Systematik der medizinischen Begriffe für arterielle und venöse Verschlüsse.



**Abb. 4.8:** Querschnitt durch eine arterielle Gefäßwand .

das Material weist eine *Relaxation* auf.

4. Wird die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie mehrfach durchfahren, so tritt *Konditionierung* auf, d.h. die maximal erreichbare Dehnung nimmt bis zu einem Endwert zu.



**Abb. 4.9:** Nichtelastische Materialeigenschaften von Gefäßgewebe [39].

Die Herleitung einer diskretisierten Funktion zur Beschreibung dieses viskoelastischen Gefäßverhaltens innerhalb einer Simulation erfolgt in sechs Schritten (Tab. 4.1).

#### 4.4.1 Modellbildung viskoelastischer Materialien

Materialien, die alle vier zuvor genannten Effekte aufweisen, sind *viskoelastisch*. Viskoelastizität tritt bei allen biologischen Geweben auf und liegt daher im Fokus der Biomechanik von Weichteilgeweben. Grundlage bilden die Arbeiten von FUNG [39]. Die Theorie viskoelastischer Materialien für das Palpieren endovasculärer Gefäßsysteme wird in [90] untersucht.

Im Folgenden wird die Datenbasis der Modellbildung erläutert. Eine Näherung der Daten über ein normiertes Modell nach FUNG wird präsentiert. Das *Kelvin Modell* als Beschreibungsform des viskoelastischen Materialverhaltens wird genutzt, um das normierte Gefäßverhalten in ein mechanisches Modell abzubilden. Abschließend wird das normierte Kelvin-

**Tabelle 4.1:** Schritte der Modellbildung zur Simulation viskoelastischer Gefäßwände

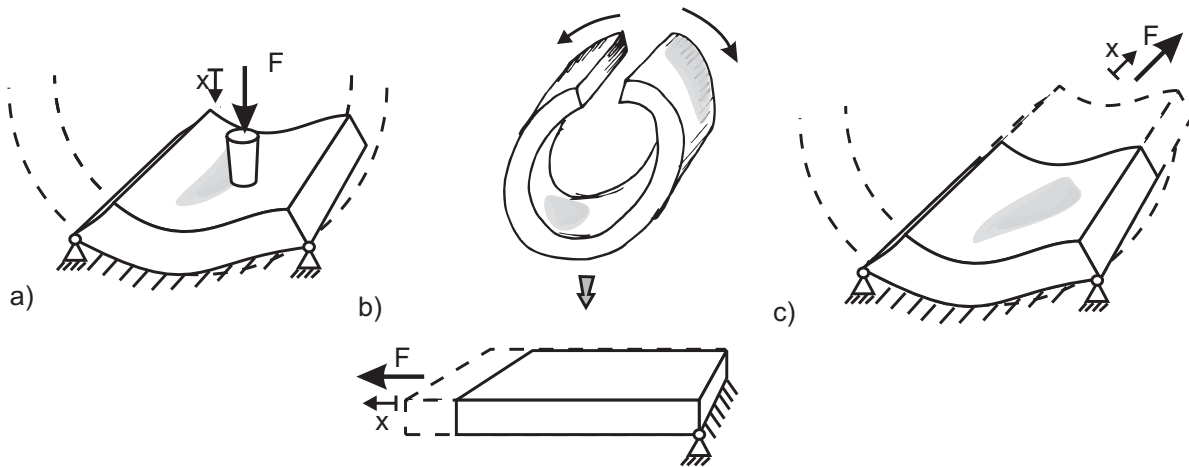
NR.	ERLÄUTERUNG
1.	Identifikation der Beschreibungsmethoden für das mechanische Verhalten von biologischem Gewebe.
2.	Recherche der Datenbasis für das Relaxationsverhalten von Gefäßen.
3.	Beschreibung der in der Literatur verwendeten Näherungen als Basis für die eigene Näherung.
4.	Entwicklung einer für die Programmierung geeigneten Näherung auf Basis des 7-elementigen Kelvin-Modells.
5.	Erweiterung des Modells auf radiale Belastungsrichtungen, da hierfür keine Experimentaldaten zu Verfügung stehen.
6.	Diskretisierung des analytischen Modells nach BOLTZMANN um Programmierbarkeit zu gewährleisten.

Modell in eine allgemeine Form für beliebige Lastfälle überführt, so dass es in einer Simulation für die Berechnung der Führungsdraht-Gewäßwand-Interaktion verwendet werden kann.

### Datenbasis

Endovasculäre Gefäße werden in der Literatur betrachtet, um das Ausbreitungsverhalten des Blutes und den aktiven Anteil der Arterien an dieser Ausbreitung zu analysieren. Bei den in der Literatur dokumentierten Analysen steht daher nicht die radiale Belastung einer Gefäßwand im Vordergrund (Abb. 4.10a), sondern das Spannungs/Dehnungs-Verhalten von Gefäßproben sowohl als Längs- wie als Querproben (Abb. 4.10 b,c).

Die von FUNG durchgeführten Experimente fanden an Adergewebe von Hunden in vitro statt. Dieses Material unterliegt aufgrund der maximalen Lebenserwartung von Hunden (10-15 Jahre) keinen altersbedingten Gewebskrankheiten wie Arteriosklerose. Von den viskoelastischen Materialeigenschaften dominieren bei den Gefäßen Kriechen und Relaxation. Der Kriecheffekt beträgt ca. 0,4 % des initialen Dehnungswertes nach 10 min. Aus den Experimenten von TANIMOTO (Abb. 4.3 auf Seite 43) ist zu erwarten, dass der Kraftsensor niemals länger als 10 s an einer Stelle des Gefäßbaums verweilt. Da selbst komplexe Katheterisierungen selten länger als 60 min dauern (was bei statischer Belastung einem Kriecheffekt von ca. 0,8 % entspricht), wird das Kriechen vernachlässigt. Die Relaxation hingegen liegt je nach Gefäß zwischen 20% und 30% der initialen Spannung nach 10 s. Sie muss folglich modelliert



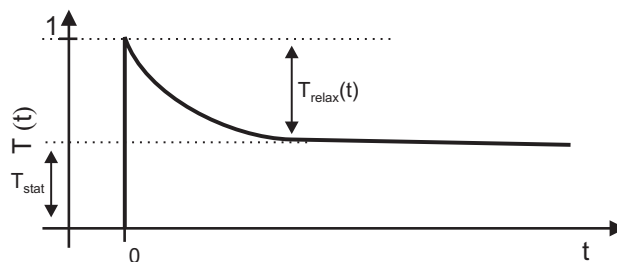
**Abb. 4.10:** Ermittlung der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie von Gefäßproben.

a) Radiale Belastung, b) Belastung eines Umfangsstreifens, c) Belastung eines Längsstreifens.

werden. Mit dieser Fragestellung beschäftigen sich die folgenden Abschnitte.

## Normierte Relaxation

Zur Modellierung der Relaxation bietet es sich an, die experimentell gewonnenen Daten in eine analytische Form zu überführen. Hierzu ist die Beschreibung einer Näherungsfunktion von Vorteil. Eine solche Relaxationsfunktion  $T(t)$  (Gl. (4.4) und Abbildung 4.11) hat FUNG, normiert auf den Anfangswert der Spannung, ermittelt. Sie hat Gültigkeit für den Bereich von 1 bis 100 s<sup>1</sup>.



**Abb. 4.11:** Relaxationsfunktion mit bestimmenden Parametern .

<sup>1</sup>Nach FUNG gilt  $T(t) = T_R \log(t) + d$ . Die Verifikation des Vorgehens in [90] zeigt, dass der natürliche Logarithmus  $\ln$  gewählt werden muss.

$$\begin{aligned}
T(t) &= T_{\text{relax}}(t) + T_{\text{stat}} \\
T(t) &= T_R \ln(t) + T_{\text{stat}}
\end{aligned} \tag{4.4}$$

$T_{\text{stat}}$  ist der Anteil des Endwertes der Relaxation relativ von ihrem Maximum. Die Relaxation selbst  $T_{\text{relax}}$  wird durch die Konstante  $T_R$  bestimmt. Für sie gilt:

$$T_R = -c \left[ 1 + c \ln\left(\frac{\tau_1}{\tau_2}\right) \right]^{-1} \tag{4.5}$$

Die Konstanten  $c$ ,  $\tau_1$  und  $\tau_2$  sind für unterschiedliche Abschnitte der Arterien tabelliert. Für die weitere Betrachtung sind die Konstanten des 2. Abschnittes relevant. Dieser liegt nicht mehr innerhalb des Windkessels<sup>2</sup> der Aorta nach dem Herzen, weist aber immer noch einen für Katheterisierungen relevanten Gefäßdurchmesser auf.

Um die normierte Funktion  $T(t)$  in eine für weitere Berechnungen nutzbare mechanische Spannung zu überführen, muss diese mit der zum Zeitpunkt  $t$  wirkenden Spannung  $\sigma(t)$  skaliert werden. Die aktuell vorliegende Spannung im Material ist also immer das Resultat zweier sich überlagernder Effekte. Der viskoelastischen Gefäßeigenschaft in Form von der normierten Funktion  $T(t)$  sowie nichtlinear zeitabhängigen Koeffizienten der Spannung  $\sigma(t)$ . Diese ist ihrerseits vor allem von der zeitlich veränderlichen Dehnung  $\epsilon(t)$  abhängig.

Die aktuell vorliegende mechanische Spannung  $\sigma_g(t)$  ist daher ein von der Vorgeschichte des Materials abhängige Größe, worin  $\sigma(t)$  zu jedem Zeitpunkt  $t$  von der normierten Funktion  $T(t)$  gewichtet wurde. Es ergibt sich daher ein Faltungsintegral:

$$\sigma_g(t) = T(t) * \sigma(t) \tag{4.6}$$

Die Beschreibung diese Zeitabhängigkeit ist nicht trivial. Die Dehnung (und daher die von ihr abhängige Spannung) wird in den Arterien durch die Pulswelle, mechanische Verschiebungen der umliegenden Organe und das Alter des Gefäßes beeinflusst. Bei Herzkranzgefäßen ist insbesondere der Kontraktionszustand des Herzmuskels von Bedeutung. Aufgrund der Komplexität der Zusammenhänge und den Schwierigkeiten, zuverlässige Messdaten der Einflussfaktoren zu erhalten ist es üblich, eine initiale zeitunabhängige Spannung  $\sigma_0$  anzunehmen,

<sup>2</sup>Bereich direkt hinter dem Herzen, der als Art aktiver Tiefpass den Blutstrom gleichmäßiger fließen lässt.

die für den betrachteten Zeitraum im Mittel gilt. Dies ist gleichbedeutend mit der Annahme  $\epsilon(t) \approx \epsilon(0)$  wodurch das Faltungsintegral aus Gl. (4.6) vernachlässigt werden kann:

$$\sigma(t, \epsilon) = T(t) \cdot \sigma_0(\epsilon) \quad (4.7)$$

Um die Näherung aus Gl. (4.4) mit experimentellen Messdaten vergleichen zu können, ist es notwendig, aus der normierten Funktion  $T(t)$  auf reale Kräfte zu schließen. Über die Dehnung wird in Gl. (4.7) der Zusammenhang mit dem E-Modul hergestellt:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Mit dem dehnungsabhängigen E-Modul zum Zeitpunkt  $t = 0$

$$E_0 = \frac{\sigma_0}{\epsilon}$$

erhält man dann:

$$E(t, \epsilon) = T(t) \cdot E_0 \quad (4.8)$$

Weiterhin gilt mit:

$$\begin{aligned} E &= \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\xi}{l_0}} \\ E &= \frac{F}{\xi} \frac{l_0}{A} \\ \Rightarrow \frac{F}{\xi} &= E \frac{A}{l_0} = E \frac{A}{l_0} \end{aligned} \quad (4.9)$$

Somit ergibt sich aus Gl. (4.8) und (4.9):

$$F(t) = T(t) \cdot E_0 \frac{A}{l_0} \xi(t) \quad (4.10)$$

Dabei ist  $A$  die Interaktionsfläche des Sensors,  $l_0$  ist die Stärke der Gefäßwand und  $E_0$  ist das E-Modul zum Zeitpunkt  $t = 0$  der simulierten Arterie. Für das E-Modul existieren neben den Daten aus Experimenten mit Hunden nach FUNG auch Näherungen für menschliche Arterien. BADER [7] schlägt folgende Formel in Abhängigkeit des Alters vor:

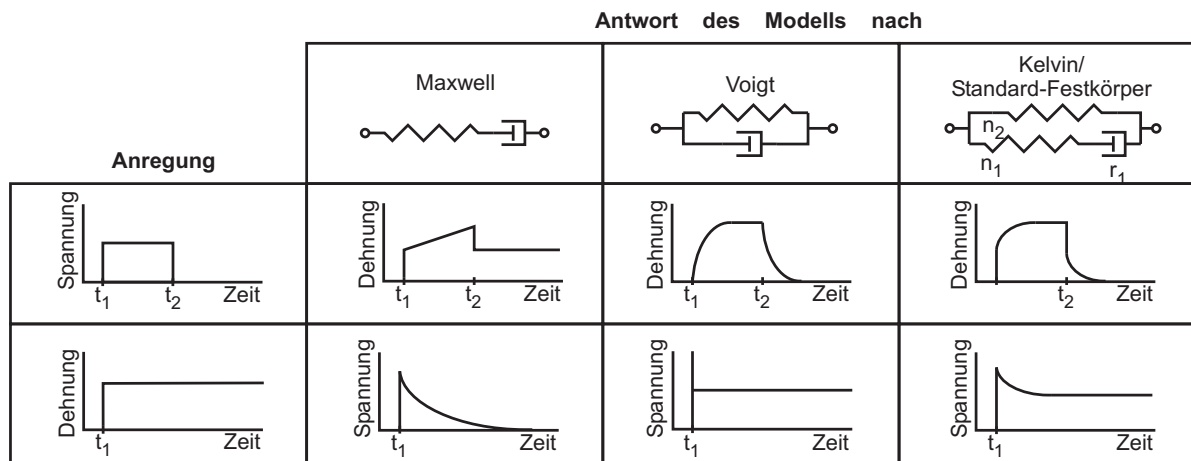
$$E = \frac{\text{Alter}}{2} \cdot 98100 \text{ Pa} \quad (4.11)$$

In der Arbeit von ZÜRCHER [133] wird das E-Modul eines Brustabschnittes der Aorta einer 24-jährigen Frau mit 1,19 MPa angegeben. Dies stimmt mit einem errechneten Wert von 1,18 MPa aus Gl. (4.11) hinreichend genau überein. Das Durchschnittsalter von Patienten bei Katheterisierungen liegt zwischen 65 und 70 Jahren. Für das Modell wird 65 Jahre und somit ein E-Modul von  $E_0 = 1,18 \text{ MPa}$  für alle weiteren Berechnungen angenommen.

#### 4.4.2 Eigener Ansatz zur Modellbildung

Die oben beschriebene Modellbildung ist hinreichend, um eine Modellierung von Gefäßwandsegmenten durchzuführen. Für die numerische Simulation dreidimensionaler Objekte ist eine knotenbasierte Beschreibung notwendig. Hierzu werden die Funktionen nach Gl. (4.10) in ein mechanisches Netzwerkmodell überführt (Grundlagen siehe Anhang A). Dies ermöglicht gleichzeitig ein besseres Verständnis der dynamischen Eigenschaften der Gefäßwand.

Die oben genannten Eigenschaften viskoelastischer Materialien werden durch drei Modelle unterschiedlicher Komplexität angenähert (Abb. 4.12).



**Abb. 4.12:** Modellansätze für viskoelastische Materialien [59].

Da insbesondere die Relaxation für die exakte Nachbildung der Gefäße relevant ist, wird hier das Kelvin-Modell (auch *standard-linear-solid model*) verwendet. Die mechanische Admittanz  $\underline{H}$  des Kelvin-Modells ergibt sich zu

$$\underline{H} = \frac{\underline{v}}{\underline{F}} = \frac{1}{\frac{1}{j\omega n_2} + \frac{1}{\frac{1}{r_1} + j\omega n_1}} \quad (4.12)$$

Nach Überführung in den Laplace-Bereich mit  $s = j\omega + \delta$ , Integration mit  $\frac{1}{s}$  zur Umrechnung auf Auslenkungen statt Geschwindigkeiten sowie einer Rücktransformation in den Zeitbereich ergibt sich Gl. (4.14) für die Kriechfunktion und Gl. (4.13) für die Relaxationsfunktion des Kelvin-Modells:

$$\xi(t) = n_2 \left( 1 - \frac{n_2}{n_1 + n_2} e^{-\frac{1}{r(n_1 + n_2)} t} \right) F_0, \text{ für } t \geq 0 \quad (4.13)$$

$$F(t) = \left( \frac{1}{n_2} + \frac{1}{n_1} e^{-\frac{1}{r n_1} t} \right) \xi_0, \text{ für } t \geq 0. \quad (4.14)$$

Um einen Ersatz für die normierte Gleichung  $T(t)$  nach FUNG Gl. (4.4) zu erhalten wird auch die Relaxationsfunktion des Kelvinmodells normiert

$$T_K(t) = \left( \frac{1}{n'_2} + \frac{1}{n'_1} e^{-\frac{1}{r' n'_1} t} \right) \text{ für } t \geq 0 \quad (4.15)$$

betrachtet (gestrichene Größen).

### Bestimmung der Parameter des Kelvin-Modells

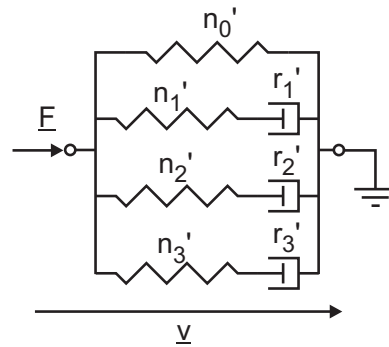
Ausgehend vom normierten Kelvin-Modell  $T_K(t)$  aus Gl. (4.15) müssen die Parameter der konzentrierten Bauelemente bestimmt werden. Eine Analyse der erreichbaren Genauigkeit der Näherung [90] ergibt, dass das Standard Kelvin-Modell entsprechend Abbildung 4.12 um weitere Maxwellglieder erweitert werden muss. Ein Modell mit sieben Maxwell-Gliedern stellt eine ausreichend gute Näherung (relativer Fehler zu der Näherung von FUNG  $< 0,2\%$ ) dar (Abb. 4.13).

Die zugehörigen Gleichungen im Zeit- und Laplacebereich sind:

$$T_{K7}(t) = \frac{1}{n'_0} + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{n'_i} e^{-\frac{1}{r'_i n'_i} t} \quad (4.16)$$

$$T_{K7}(s) = \frac{1}{n'_0} + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{n'_i + \frac{1}{s r'_i}} \quad (4.17)$$





**Abb. 4.13:** Netzwerkmodell zur Beschreibung des Relaxationsverhaltens als sieben-elementiges Kelvin-Modell.

Die Parameter ergeben sich aus einem Curve-fit für die Längsstreifen zu:

$$n'_1 = 21.428 \quad n'_0 = 1.163 \quad r'_1 = 0.088 \quad r'_2 = 0.606 \quad r'_3 = 3.125$$

und für die Querstreifen zu:

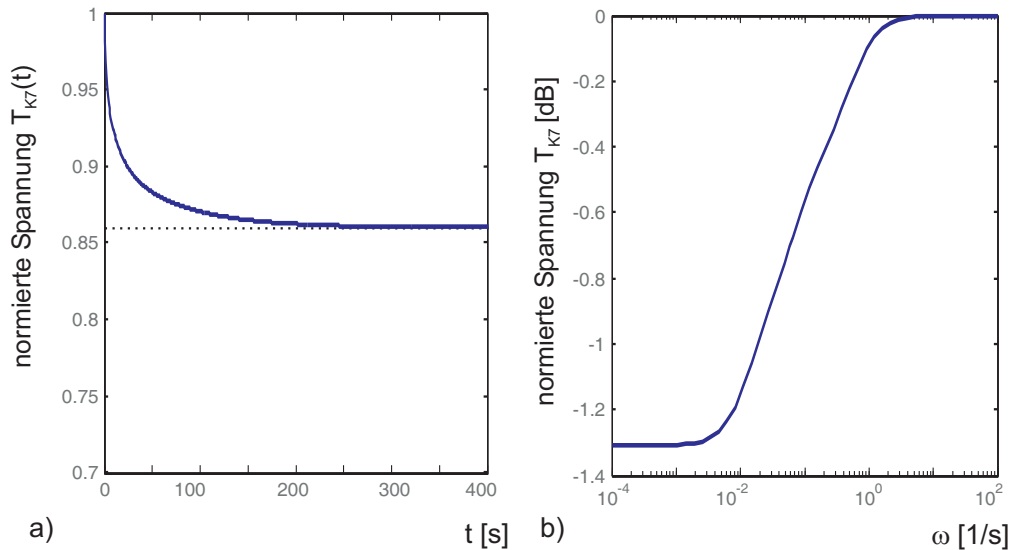
$$n'_1 = 14.046 \quad n'_0 = 1.239 \quad r'_1 = 0.208 \quad r'_2 = 1.801 \quad r'_3 = 14.360$$

wobei  $n'_1 = n'_2 = n'_3$  gilt.

### Interpretation des Kelvin-Modells

Der Vorteil des Kelvin-Modells gegenüber der Näherung durch FUNG liegt in dem ingenieurwissenschaftlichen Zugang zum Aderverhalten. Abbildung 4.14a zeigt das normierte Relaxationsverhalten des Gewebe-Längsstreifens nach dem Kelvin-Modell mit oben stehenden Parametern des Längsstreifens. Die Kurve nähert sich einem Endwert von 0,86 an. Auffällig ist, dass die Relaxation innerhalb eines langen Zeitraumes von 200 s stattfindet. Dies ist insbesondere bemerkenswert, da die der Parameteridentifikation zu Grunde liegende Näherung nur bis 100 s definiert ist. Abbildung 4.14b zeigt den Frequenzgang der normierten Relaxationsfunktion  $T_{K7}$ . Wie zu erwarten, weist Gl. (4.17) ein Hochpassverhalten auf. Auffällig ist, dass die Gefäßwand im Frequenzbereich ab  $\approx 0.5$  Hz bzgl. ihres Übertragungsverhaltens konstant ist, die Reibungselemente  $r'$  also keinen Einfluss auf die aus der Auslenkung erzeugten

Kraft haben und nur noch die Federelemente wirken. Bezüglich der Simulation von Katheterisierungen ist es durch diese Betrachtung nicht eindeutig zu klären, ob die Berücksichtigung der Relaxation innerhalb der Simulation notwendig ist, da der Zeitraum des Kontaktes des Führungsdrahtes mit der Gefäßwand kürzer als 10 s ist (siehe Abschnitt 4.4.1).

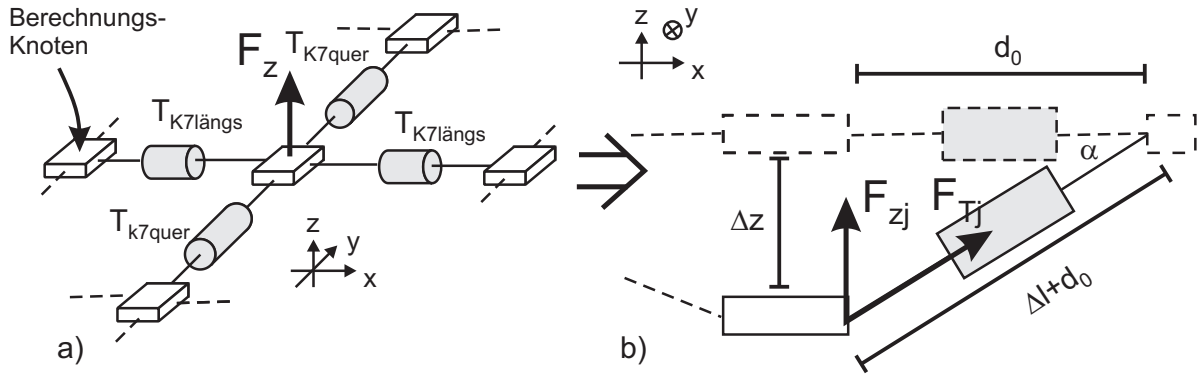


**Abb. 4.14:** Systemantworten der normierten Relaxationsfunktion  $T_{K7}$ .  
a) Sprungantwort, b) Frequenzgang.

### Bildung eines Ersatzmodells für normale Belastungen der Gefäßwand

Bisher wurde entsprechend der Messdaten von FUNG lediglich eine Modellbildung von Längs- und Querstreifen der Gefäße durchgeführt. Für die Simulation ist jedoch das Spannungs-Dehnungs-Verhalten in radialer Belastungsrichtung relevant. Um aus den bekannten Spannungs-Dehnungs-Kennlinien für Längs- und Querproben auf das Spannungs-Dehnungs-Verhalten in radialer Richtung Rückschlüsse zu ziehen, wird ein einfaches mechanisches Netzwerk (Abb. 4.15a) angewandt.

Wie in der späteren Simulation wird ein Knotenmodell für die Gefäßwand angenommen. Zwischen den Knoten liegen die konzentrierten mechanischen Modelle der Längs- und Querrichtung ( $T_{K7j}$ , wobei  $j \in [\text{längs1}, \text{längs2}, \text{quer1}, \text{quer2}]$ ). Die Kraft  $F_{Tzj}$  resultiert aus der Kraftkomponente in  $z$ -Richtung von der Kraft  $F_{Tj}$  innerhalb des jeweiligen Modellzweiges (Abb. 4.15b). Unter der Annahme eines Zusammenhangs (Konstante  $T_{K7\text{längs1,2}}(t)$



**Abb. 4.15:** Knotenmodell der Gefäßwand.

a) dreidimensionale Modellstruktur, b) Berechnung der resultierenden Kraft über geometrische Zusammenhänge.

und  $T_{K7quer1,2}(t)$  zwischen  $F_{Tj}$  und  $\Delta \xi_i$  (siehe Abschnitt 4.4.1) ist es möglich,  $F_z(t)_i = f(\Delta z, d_0, t)$  zu bestimmen. Für den Winkel  $\alpha$  in Abbildung 4.15b gilt

$$\sin(\alpha) = \frac{F_{zT}}{F_T} = \frac{\Delta z}{d_0 + \Delta l}$$

und unter den Annahmen normierter Größen  $F_T = T_{K7} \Delta l$  folgt schließlich

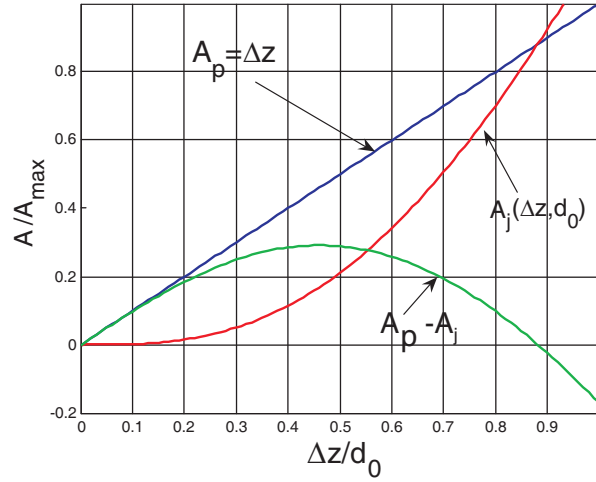
$$T_{K7z}(t)_j = T_{K7j} \cdot \frac{\Delta l \Delta z}{d_0 + \Delta l} = T_{K7j} \cdot A_j(\Delta z, d_0) \quad (4.18)$$

(mit  $\Delta l = \sqrt{\Delta z^2 + d_0^2} - d_0$ )

für die Umrechnung der normierten Relaxationskonstante  $T_{K7j}$  der Längs- und Querrichtung in die Relaxationskonstante  $T_{K7z}$  in z-Richtung.

Der Unterschied in einer radialen Belastung relativ zu einer Belastung in Längs- oder Querrichtung liegt in dem Faktor  $A_j(\Delta z, d_0)$ . Abbildung 4.16a zeigt  $A_j$  im Vergleich zu einer rein proportionalen Näherung  $A_p$  sowie deren Differenz  $A_p - A_j$ . Es fällt auf, dass bei geringen Auslenkungen das Gefäß nach diesem Modell keine signifikanten Kräfte erzeugt. Es ist weich. Dies entspricht dem zu erwartenden Gefäßverhalten.

Zur besseren Übersichtlichkeit wird im Folgenden der Index  $j$  bei den Berechnungen nicht mehr aufgeführt. Es gilt zu berücksichtigen, dass die Berechnungen für jeweils vier Elemente ( $j \in [\text{längs1}, \text{längs2}, \text{quer1}, \text{quer2}]$ ) gemacht werden müssen, um die vollständige Kraftantwort des Gefäßknotens zu erhalten.



**Abb. 4.16:** Verlauf des Umrechnungsfaktors  $A_j$  für radiale Beanspruchungen im Vergleich zur proportionalen Näherung  $A_p$  und dem Verlauf der Differenz  $A_p - A_j$ .

### Superposition von Sprungfunktionen

Mit der normierten Relaxationsfunktion aus Gleichungen (4.10) und (4.16) ergibt sich die Berechnungsvorschrift für die auf eine Auslenkung der Gefäßwand  $\xi(t)$  resultierende Kraft  $F(t)$  zu

$$F_z(t) = A(\Delta z, d_0) \cdot T_{K7z}(t) \cdot E_0 \frac{A}{l_0} \xi(t) \quad (4.19)$$

und durch Einsetzen von  $T_{K7z}(t)$  folgt

$$F_z(t) = A(\Delta z, d_0) \cdot \left( \frac{1}{n_0} + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{n_i} e^{-\frac{1}{r_i n_i} t} \right) \cdot E_0 \frac{A}{l_0} \xi(t). \quad (4.20)$$

Gl. (4.20) gilt für eine beliebige Auslenkung  $\xi(t)$  zu einem Zeitpunkt  $t$  eines Knotens aus der Ruhelage. In einer zeitdiskreten Simulation überlagern sich die Auslenkungen, die ein Knoten seit Beginn der Simulation erfahren hat. Demzufolge muss die Auslenkungsgeschichte Berücksichtigung finden. Dies entspricht der Betrachtung von Gl. (4.20) als Faltung, wobei eine zeitabhängige Auslenkung  $\xi(t)$  durch das normierte Relaxationsverhalten  $T_{K7z}(t)$  zu jedem Zeitpunkt  $t$  gewichtet wird. Das Faltungsintegral ist als

$$f_1(t) * f_2(t) = \int_{-\infty}^t f_1(t - \tau) f_2(\tau) d\tau \quad (4.21)$$

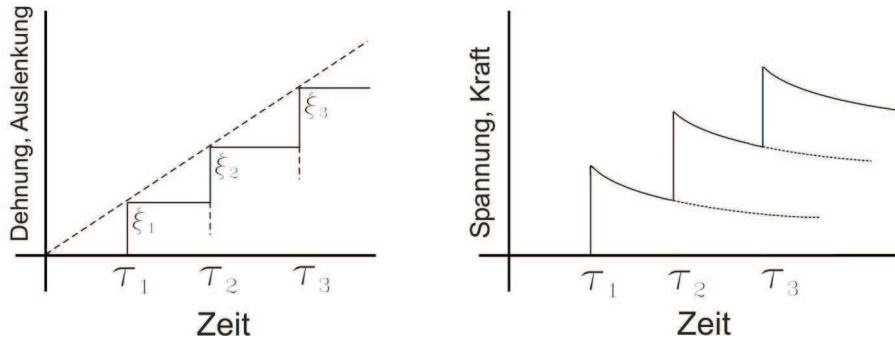
definiert. Mit der Annahme, dass die betrachtete Probe für  $t < 0$  spannungsfrei ist, folgt aus dem Faltungsintegral:

$$F_z(t) = A(\Delta z, d_0) E_0 \frac{A}{l_0} \cdot \int_{-\infty}^t \frac{1}{n_0} + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{n_i} e^{-\frac{1}{r_i n_i}(t-\tau)} \xi(\tau) d\tau \quad (4.22)$$

Dieses Faltungsintegral lässt sich durch das Superpositionsprinzip nach BOLTZMANN leicht in eine Simulation mit diskreten Schritten annähern. Gl. (4.22) vereinfacht sich folglich für  $k$  Schritte der Länge  $\Delta t$  zu

$$F_z(t) = A(\Delta z, d_0) E_0 \frac{A}{l_0} \cdot \sum_0^k \left( \frac{1}{n_0} + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{n_i} e^{-\frac{1}{r_i n_i}(t-k\Delta t)} \xi(k) \right) \quad (4.23)$$

Das Prinzip der zeitdiskreten Superposition nach BOLTZMANN (Gl. (4.23)) ist in Abbildung 4.17 verdeutlicht.



**Abb. 4.17:** Zeitdiskretes Superpositionsprinzip nach Boltzmann [90].

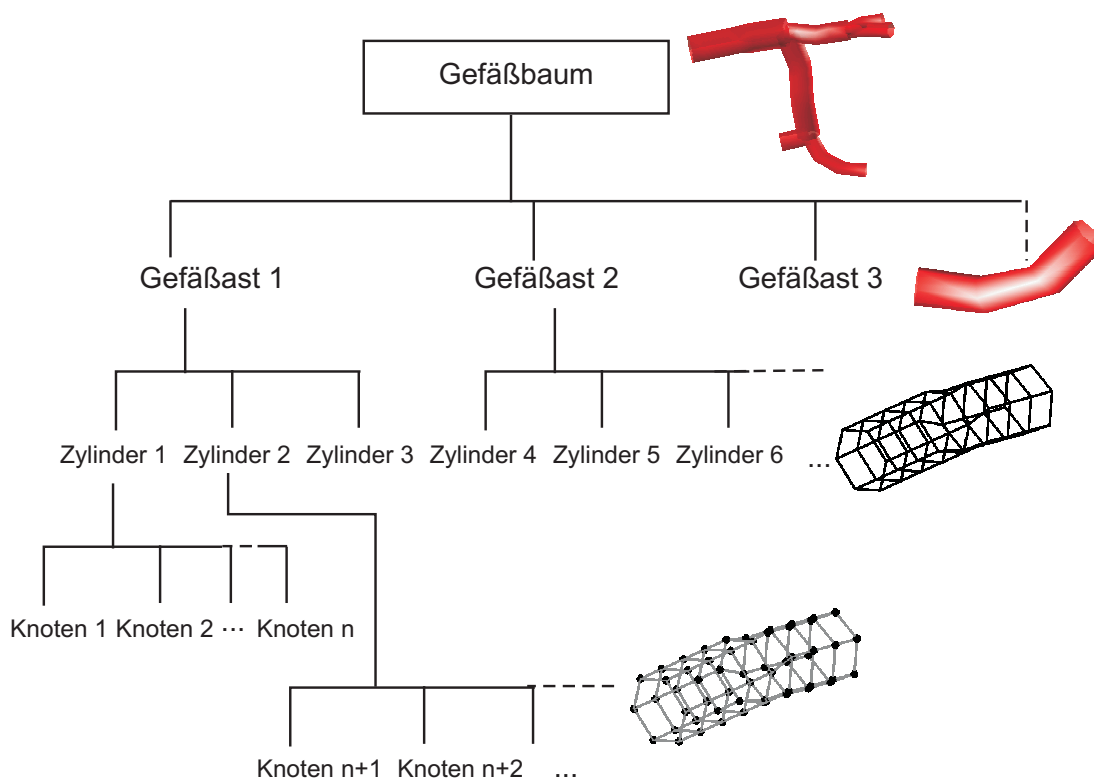
Resultat der beschriebenen Überlegungen ist eine Funktion (Gl. (4.23)), die auf Basis begründeter Annahmen für die mechanischen Eigenschaften einer Gefäßwand einen zeitdiskreten und daher programmierbaren Ansatz zur Berechnung der Reaktionskräfte aufgrund einer Punktkollision ermöglicht. Auf Basis dieses Modells für die Punktkollision kann nun die Modellierung komplexer Gefäßgeometrien erfolgen.

#### 4.4.3 Umsetzung des erweiterten Ansatzes in einen Algorithmus

Das durch Gl. (4.23) beschriebene mechanische Verhalten einer Gefäßwand bildet die Grundlage zur Simulation der Interaktion eines Führungsdrahtes mit einem Gefäßbaum.

##### Struktur der Daten des Gefäßbaums

Der Gefäßbaum setzt sich aus mehreren Ästen zusammen. Jeder Ast besteht aus zusammenhängenden Zylindern mit identischer Länge und Innen- sowie Außen- Durchmessern, aber abweichender Orientierung im Raum<sup>3</sup>. Die Zylinder ihrerseits werden durch Knoten dargestellt. Die Knoten stellen Berechnungspunkte, zum einen für die graphische Visualisierung und zum anderen für die Reaktionskräfte, dar. Daraus ergibt sich eine Struktur des Gefäßbaums in vier organisatorische Ebenen (Abb. 4.18), welche ihrerseits linear indiziert sind.



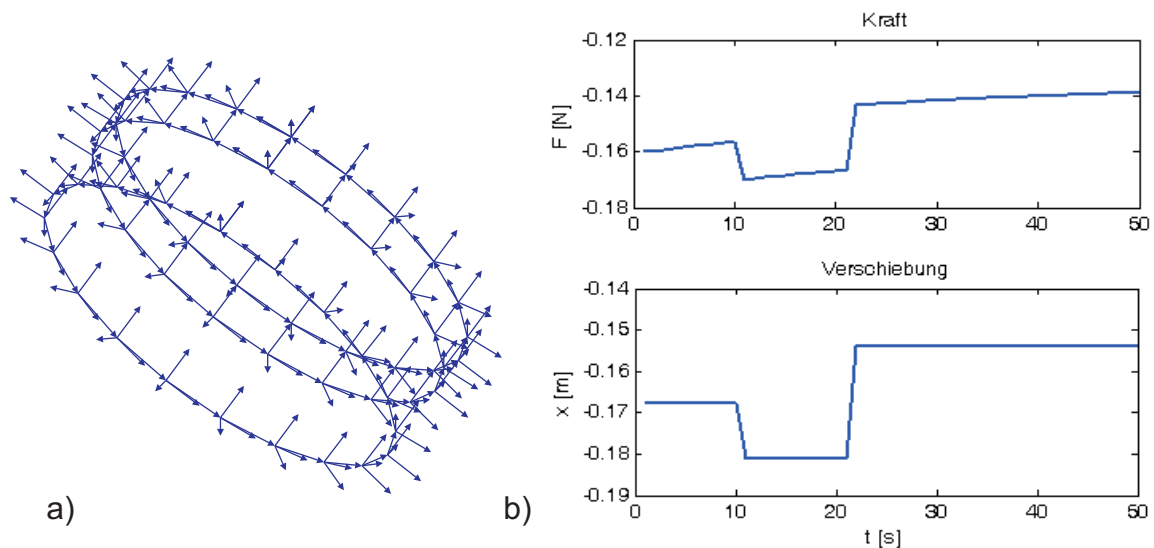
**Abb. 4.18:** Interne Datenrepräsentation des Gefäßbaumes in der Simulation.

<sup>3</sup>Graphisch werden die Zylinder zu einem "n-eckigen" Schlauch zusammengefasst.

Bei der Erzeugung des Gefäßbaumes wird die in Abbildung 4.18 dargestellte Struktur von oben nach unten automatisch durchlaufen. Innerhalb der Simulation werden dann ausschließlich die Informationen an den Knoten für die Kraftberechnung sowie der Zylinder für die Kollisionsdetektion verwendet.

### Relaxationskräfte

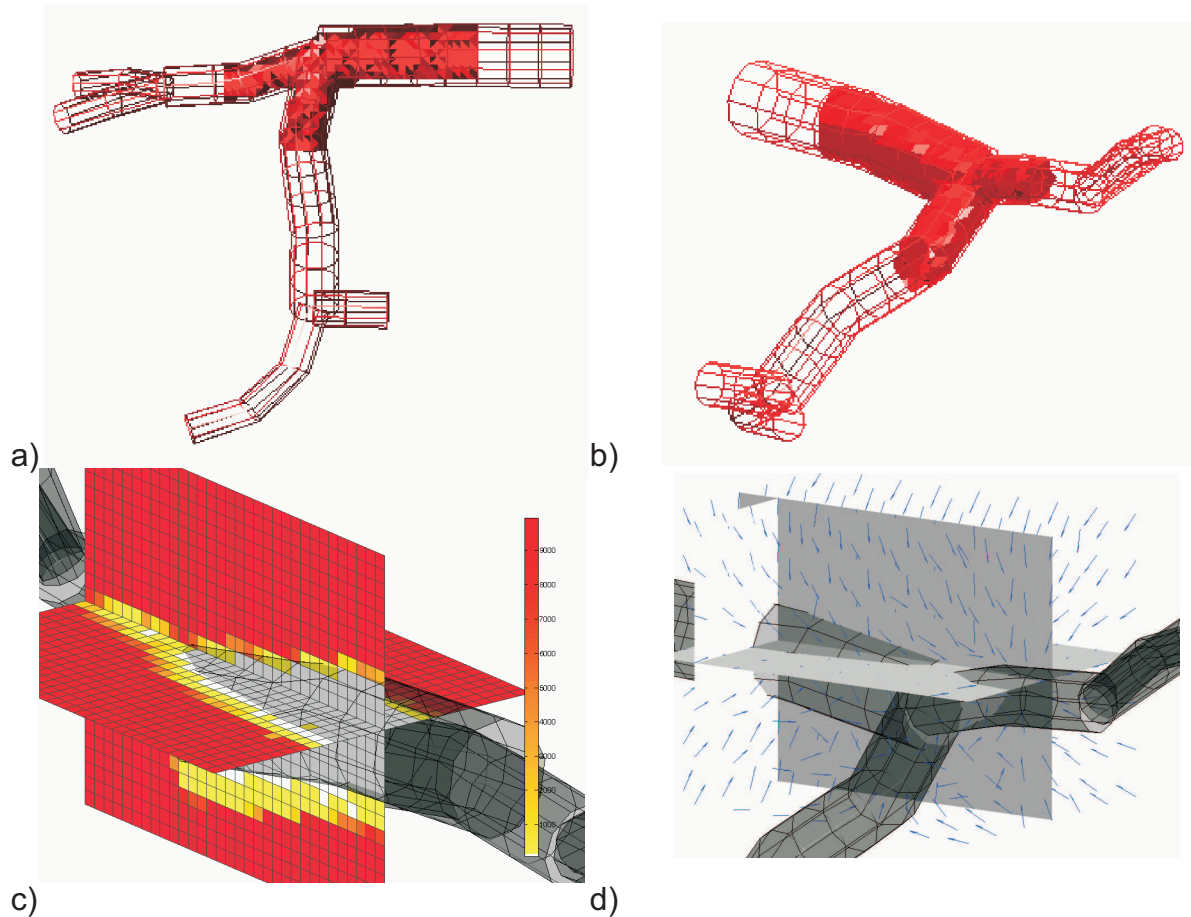
Jeder Knoten des Gefäßbaumes ist durch seine kartesischen-Koordinaten im Raum eindeutig bestimmt. Weiterhin sind für jeden Knoten die normierten Radial-, Axial- und Tangentialvektoren hinterlegt (Abb. 4.19a). Die Berechnung der Relaxation erfolgt nach Gl. (4.23). Um die Dehnungsgeschichte des Materials zu protokollieren, werden die letzten 100 Verschiebungen des Knotens archiviert. Ein exemplarischer Verlauf der Kraft als Reaktion auf eine zweistufige Verschiebung ist in Abbildung 4.19b aufgeführt.



**Abb. 4.19:** a) Knoten des Gefäßbaumes mit Normvektoren, b) Relaxationsverhalten.

Die Detektion der Gefäßwanddeformation erfolgt in zwei Schritten. In einem ersten Schritt wird überprüft, ob der betrachtete Punkt innerhalb der Zylinder des Gefäßbaums liegt. Ist dies nicht der Fall, erfolgt die Berechnung der auf den Punkt wirkenden Kraft. Hierzu werden von den fünf zum betrachteten Punkt nächsten Knoten die Abstände in Radialrichtung des Gefäßes berechnet. Die aus Gl. (4.23) resultierende Kraft für jeden Knoten wird mit der jeweiligen Entfernung gewichtet zu einer Summenkraft zusammengeführt. Als Resultat kann man die Umgebung des Gefäßbaumes im kartesischen Raum als ein zeitlich veränderliches Vektorfeld

der Kräfte darstellen. Abbildung 4.20a und b zeigen zwei Ansichten einer "Isosurface", in dem keine Kräfte von der Gefäßwand ausgehen (dem Gefäßinnenraum). Abbildung 4.20c zeigt ein mit Graustufen kodiertes Potentialfeld der absoluten Kräfte, die vom Gefäßmittelpunkt her radial zunehmen. Abbildung 4.20d zeigt normierte Vektoren, welche die Wirkrichtung der aus dem Gefäßbaum resultierenden Kräfte angeben.



**Abb. 4.20:** Potentialfelder des virtuellen Gefäßbaumes.

a) und b) Volumenkörper an Kraftgrenze 0, c) Potentialfeld als Schnittebene, d) normierte Wirkrichtung der Kräfte.

Die Datenstruktur ist geeignet, in einem dreidimensionalen Volumen zeitlich und örtlich diskret Kräfte für beliebige Punkte zu berechnen. Die im Volumen abgelegte Geometrie ähnelt einem Gefäßbaum und ist leicht zu erzeugen. Die Struktur bildet die Grundlage für die Simulation der Bewegung von Führungsdrähten im Gefäßbaum.



## 4.5 Simulation von bewegten Führungsdrähten in Gefäßbäumen

Als Resultat der vorangegangenen Abschnitte existieren numerische Modelle für den Gefäßbaum und den Führungsdraht. Ziel der Simulation ist es, beide miteinander interagieren zu lassen. Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit der Berechnung der Position des Führungsdrahtes im Gefäßbaum unter Berücksichtigung der wirkenden Kräfte. Hierzu wird das Verfahren der Energieminimierung (*energy minimization*) [76] angewendet. Es handelt sich um Optimierungsproblem mit  $n \cdot 2$  ( $n$ =Anzahl der Führungsdrahtglieder;  $\cdot 2$  für zwei Biegewinkel  $\alpha$  und  $\beta$ ) Dimensionen und ist hochgradig nichtlinear. Es bietet sich die Anwendung eines numerischen Iterationsverfahrens an. Unter der Voraussetzung, dass zwischen zwei Energiezuständen  $E_i$  und  $E_{i+1}$  (mit  $i$ =Laufvariable der Iteration) nur kleine Änderungen an der Position des Drahtes erfolgen, kann angenommen werden, dass jederzeit ein globales Optimum (Minimum der Energie) durch lineare Approximation der Änderung in  $n \cdot 2$  Dimensionen erreicht werden kann. Dies ist ein klassisches Iterationsproblem für das GAUSS-NEWTON-Verfahren [19]. Als Ableitung der Energie des Gesamtsystems liefert der Algorithmus die auf die Knoten wirkenden Momente. Die  $n \cdot 2$  dimensionale JAKOBI-Matrix ist daher vollständig besetzt. Für den Algorithmus der Iteration ergibt sich ein stark vereinfachtes Flussdiagramm nach Abbildung 4.21.

Die Länge des Führungsdrahtes  $l$ , der Rotationswinkel am extrakorporalen Ende  $\varphi$  sowie der Zeitraum seit dem letzten Iterationsschritt  $\Delta t$  wird an den Algorithmus übergeben. Nach der Initialisierung der Datenstruktur erfolgt die Bearbeitung der eigentlichen Iterationsschleife. Die Iteration wird 100 mal, oder bis die Änderung der Energie zwischen zwei Iterationen  $\Delta E$  den Wert  $\Delta E_{max} = 10^{-5}$  Ws entspricht, durchgeführt.

Für alle  $n_{max}$  Elemente ( $n_{max}$  =Anzahl der eingeführten Elemente des Führungsdrahts) wird die aus einer Winkeländerung in  $\alpha$  und  $\beta$  resultierende Energieänderung berechnet <sup>4</sup>. Die Energieänderung ist proportional der am  $n$ -ten Knoten wirkenden Momente  $M_\alpha$  und  $M_\beta$ , die Änderung von  $\alpha$  und  $\beta$  erfolgt im Algorithmus aber nur in diskreten, vorzeichenrichtigen Schritten mit der Schrittweite  $1^\circ$ . Dies ist eine Abweichung von klassischen GAUSS-NEWTON-Verfahren, da eine Momenten-proportionale Änderung der Winkel sich als zu instabil in der Praxis herausgestellt hat.

Aus den identifizierten Winkeln wird die Lage in Weltkoordinaten aller Knoten berechnet. Daran schließt sich die Berechnung der  $n$ -ten Momente sowie der Gesamtenergie an. Die

<sup>4</sup>Bei einer Vergrößerung der Energie vom Zustand  $i$  zum Zustand  $i + 1$  wird die Zustandsänderung verworfen. Dies war durch die hohe Nichtlinearität der Potentialfelder im Raum und die Tatsache notwendig, dass nicht in jeder Beziehung garantiert werden kann, dass die Änderungen der Position "klein" sind.

Energie eines Knoten setzen sich dabei aus der Reibungsenergie, sowie dem in dem Simulationsschritt gespeicherten Biegemoment multipliziert mit der Auslenkung des Biegers und der Reaktionskraft der Gefäßwand in Abhängigkeit ihrer Auslenkung zusammen.

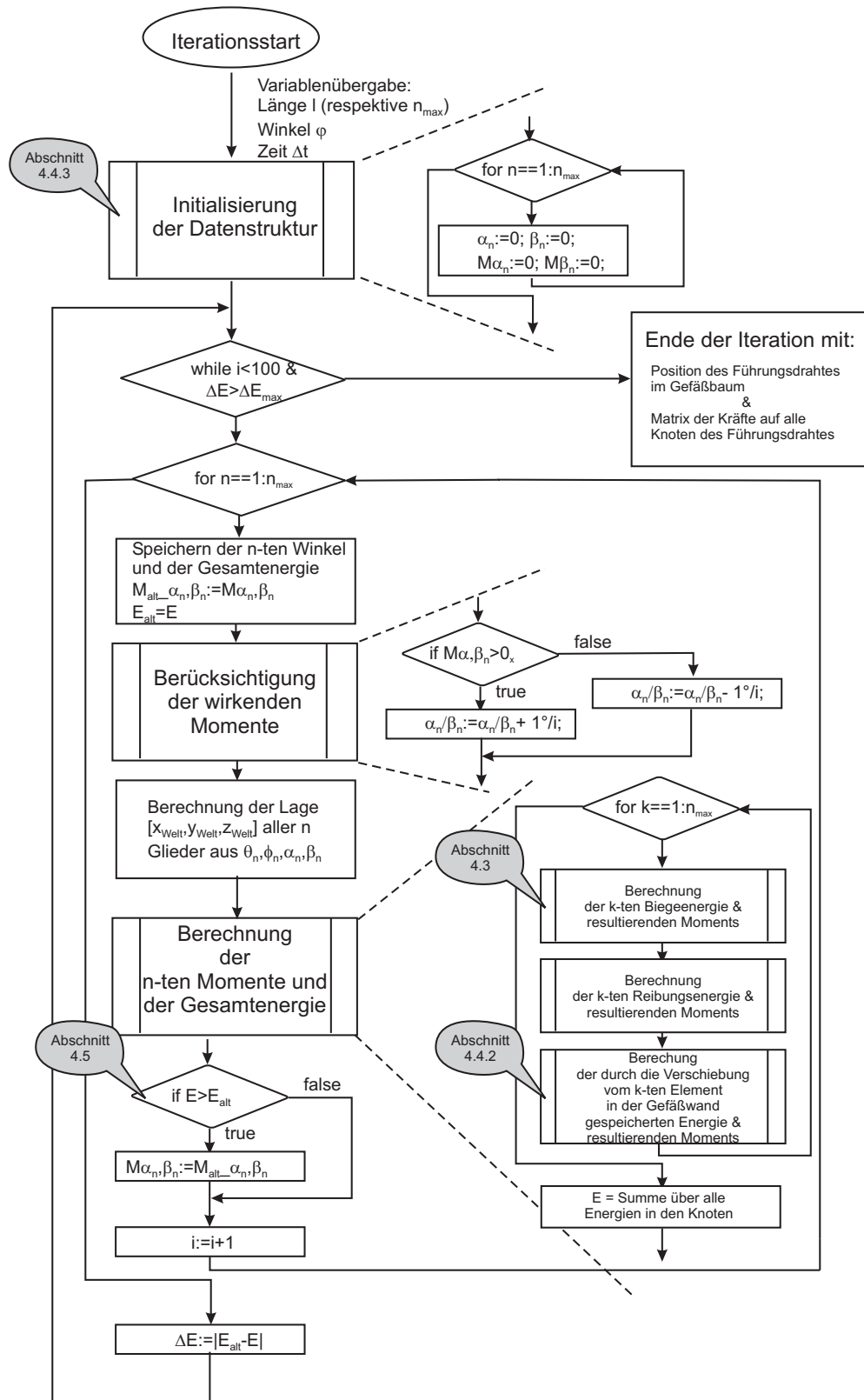


Abb. 4.21: Iterationsalgorithmus der Modellrechnung unter MatLab .

## 4.6 Ergebnisse der simulierten Führungsdraht-Gefäßwand-Interaktion

Die Ergebnisse der Simulation werden als dreidimensionale Datensätze nach jedem Simulationsschritt als Video sowie als Plot interessierender Kraftgrößen dokumentiert. Abbildung 4.22 zeigt einen typischen simulierten Kraftverlauf senkrecht auf die Führungsdrahtspitze, wie er in der Simulation auftritt, mit zu den einzelnen Simulationsschritten zugeordneten Ereignissen der Gefäßwand-Führungsdraht-Interaktion<sup>5</sup>.

Die Daten der Simulationen liefern wesentliche Aussagen zu den zu erwartenden Kräften und den Anforderungen für die Kraftmessung entsprechend folgender Fragestellungen.

### 4.6.1 Amplitude der auftretenden Kräfte an der Spitze

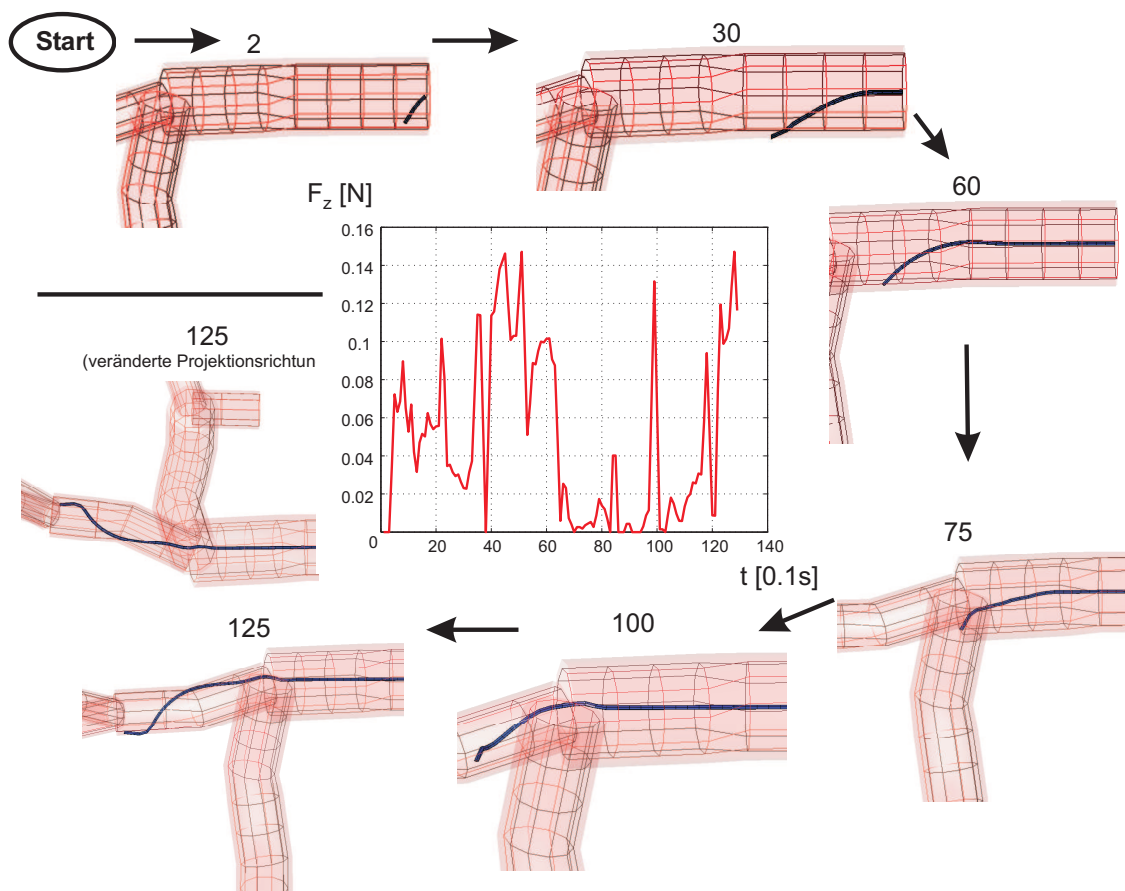
Welche Kräfte treten an der Spitze des Führungsdrahtes auf, und welche Orientierung relativ zur Spitze haben sie?

Die Höhe der auftretenden Kräfte kann durch die Wahl der Nachgiebigkeit der Führungsdrahtspitze beeinflusst werden. Bei einem Führungsdraht mit durchgängig  $S_B = 200 \text{ Nmm}^2$  bewegen sich die durchschnittlichen Kräfte zwischen  $1 - 2 \text{ N}$ ; bei einem Führungsdraht mit durchgängig  $100 \text{ Nmm}^2$  zwischen  $100 - 500 \text{ mN}$ . Wählt man eine Führungsdrahtkonstruktion, die vom Körper bis zur Spitze weicher wird, dann überschreiten die Kräfte selten  $100 \text{ mN}$ . Da sich diese Art Führungsdrähte im praktischen Einsatz bewährt haben, wird empfohlen, die Auslegung des Kraftsensors auf einen Messbereich von  $100 \text{ mN}$  festzulegen. Ein Überlastschutz wäre wünschenswert, da bei ungünstigen Verhältnissen im Gefäß Spitzenlasten bis  $2 \text{ N}$  durch "Verkanten" des Führungsdrahtes nicht auszuschließen sind.

Bei der räumlichen Verteilung der Kräfte fällt auf, dass Kraftkomponenten in  $z$ -Richtung um den Faktor 10 niedriger ausfallen als Kräfte in  $x$ - und  $y$ -Richtung (relativ zum Koordinatensystem des Führungsdrahtes). Dies ist darauf zurückzuführen, dass der Führungsdraht eine Tendenz zeigt, sich dem Gefäßverlauf anzupassen, wodurch eher radiale als axiale Kräfte in die Spitze eingeleitet werden. Dies ist bei radialer Empfindlichkeit des Kraftsensors für dessen Gehäusung von Bedeutung. Sie muss derartig konstruiert sein, Kräfte nur bis zu einigen Grad auf den Sensor wirken zu lassen. Dies ist automatisch gegeben, wenn der Kraftsensor bis auf die Tastspitze vollständig im Führungsdraht integriert ist.

---

<sup>5</sup>Zur besseren Sichtbarkeit ist der Führungsdraht im Durchmesser vergrößert dargestellt.



**Abb. 4.22:** Darstellung eines typischen Kraftverlaufs in z-Richtung an der Führungsdrahtspitze sowie ausgewählte, zugehörige Ereignisse.

*Zeitcode 2: unmittelbar vor dem ersten Wandkontakt; Zeitcode 30: Gleiten des Führungsdrahtes an der Wand; Zeitcode 60: Gleiten mit beginnender seitlicher Ablenkung; Zeitcode 75: Gefäßübergang, Einbruch der Kraft; Zeitcode 100: unstetiger Übergang zwischen Gefäßen, beginnende Einkeilung des Drahtes in kleinen Gefäßdurchmesser; Zeitcode: 125: vielfältige Kontakte zwischen Draht und Gefäß .*

### 4.6.2 Amplitude der auftretenden Kräfte entlang des Führungsdrahtes

Welche Kräfte treten entlang des Führungsdrahtes auf?

Auch die Kräfte entlang des Führungsdrahtes sind abhängig von der Nachgiebigkeit des Drahtmaterials. Hier dominieren Reibungskräfte zwischen Gefäßwand und Führungsdraht<sup>6</sup>. An jeder Kurve treten Reibungskräfte zwischen Gefäßwand und Führungsdraht auf. Die Höhe der Kräfte ist abhängig von der axial durch den Draht übertragenen Kraft, kann aber bei starken Richtungsänderungen, z.B. engen Radien der Gefäße/Abzweigungen, im Bereich von bis zu 10 N betragen.

### 4.6.3 Position der Kraftmessung im Führungsdraht

Ist es sinnvoll, am Anfang des Führungsdrahtes oder an einer Position einige Zentimeter hinter der Spitze zu messen?

Aufgrund des hohen Einflusses der Reibung als Störgröße für die interessierende Information ist es nicht anzustreben, ein Stück Draht vor dem Kraftsensor zu platzieren. Weiterhin zeigt die Simulation die Zunahme von internen Momenten an hinter der Spitze gelegenen Knoten durch den Hebelarm des vorhergehenden Drahtes. Diese Momente würden auf einen dort platzierten Kraftsensor wirken und sind zu vermeiden<sup>7</sup>.

### 4.6.4 Weitere Störgrößen

Gibt es weitere Störgrößen auf die Messung, die nicht in der Simulation berücksichtigt wurden?

Die weiteren Störgrößen werden ausführlich in Anhang E behandelt. Als Störgrößen für die Kraftmessung sind insbesondere Temperatur und Blutdruck zu nennen. Die Temperatur im Blutstrom ist konstant und stellt ein Entwurfskriterium bezüglich der Lagerung und der zu erwartenden Temperaturdrift beim Wechsel von Raumtemperatur zu Körpertemperatur dar. Der

---

<sup>6</sup>Das Modell beschreibt ausschließlich viskose Reibung.

<sup>7</sup>Die Amplitude der internen Momente begrenzt die freie Weglänge des Führungsdrahtes vor einem Knicken. Die Simulation zeigt eindrucksvoll, warum der Führungsdraht bei verwinkelten Gefäßen, z.B. Herzkranzgefäßen, bereits nach wenigen Zentimetern durch den umhüllenden Katheter stabilisiert werden muss.

Einfluss von Blutdruckschwankungen ist durch die geringen Abmessungen der Messelemente unkritisch. Der maximale Fehler durch den Blutdruck beläuft sich nach eigenen Abschätzungen auf  $0,3\text{ mN}$ .





## 5 Ableitungen der Anforderungen an die haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle

Die Betrachtung der vorhergehenden Kapitel bezieht sich auf die Definition der Anforderungen an den Kraftsensor sowie das Verständnis der Bewegung des Führungsdrahtes im Gefäßbaum. Das Konzept von *HapCath* sieht vor, die Kräfte in einer geeigneten Form zu verstärken und dem Nutzer spürbar zu vermitteln. Die Aktorik wird entsprechend Abbildung 3.2 auf den Nutzer eine Kraft  $F_0$  rückkoppeln. Mit der Ableitung der Anforderungen an die Aktorik befasst sich dieses Kapitel.

### 5.1 Charakterisierung der Nutzerimpedanz

Wie bereits in mehreren Veröffentlichungen festgestellt (zusammengefasst in HAYWARD [54]) ist der haptische Sinneskanal stets bidirektional. Eine Bewegung ist immer mit einer Kraft verkoppelt. Beim Entwurf haptischer Systeme ist es daher notwendig, den Nutzer und seine Einflussnahme auf das technische System zu berücksichtigen. Die Bidirektionalität legt nahe, den Nutzer als technischen Zweipol zu betrachten. Damit ist die zentrale Frage verbunden:

Wie ist das Verhalten des Nutzers bezüglich seiner Eingangsgrößen im Zeit- und Frequenzbereich beschreibbar?

#### 5.1.1 Passivität des Nutzers

Vorerst ohne Beantwortung der Frage nach der Zulässigkeit der Annahme eines *konzentrierten Bauelementes*, ergibt sich aus dem Problem der frequenzabhängigen Charakterisierung die Festlegung der Modellbildung nach einer der in Abbildung 5.1 dargestellten Varianten.

**Variante A - Kurzschluss** Variante A betrachtet den Nutzer als ideal steifes System, also als mechanischen Kurzschluss. Aus Sicht des Entwicklers bedeutet dies, dass das haptische

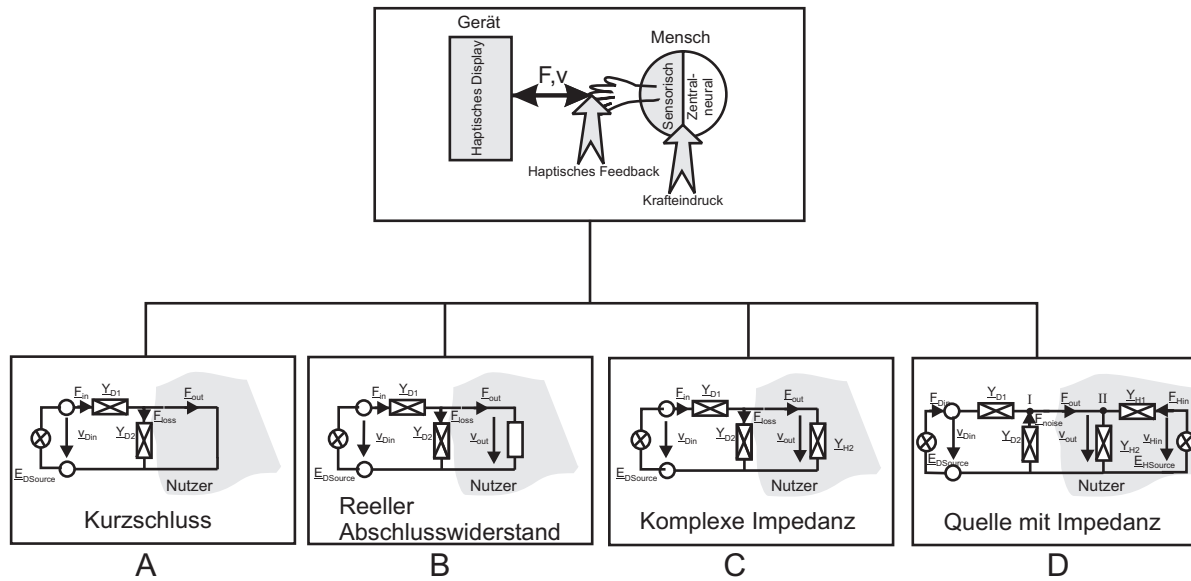


Abb. 5.1: Netzwerkmodelle für haptische Displays .

Display festgebremst ist und eine maximale Kraft ohne Berücksichtigung der inneren Impedanzen erzeugt. Diese Darstellung ist für Stabilitätsbetrachtungen nicht relevant, da praxisfern. Sie entspricht aber dem Eindruck, der bei dem Studium von Herstellerangaben hervorgerufen wird, da diese i.d.R. lediglich eine maximale statische Kraft als Kenngröße angeben.

**Variante B - Reeller Abschlusswiderstand** Variante B betrachtet den gegenüber Variante A realistischeren Fall, dass das haptische Display durch die reelle Impedanz  $Z_{mech} = \frac{F}{v}$  abgeschlossen ist. Die reelle Impedanz ergibt sich dabei aus der Anforderungsliste in Abhängigkeit von der Fragestellung. Aus regelungstechnischer Sicht ist z.B. die geringste auftretende Impedanz  $Z_{min} = \frac{F_{min}}{v_{max}}$  ein Kriterium. Bezüglich der Aktorauslegung ist die maximale erzeugbare Impedanz  $Z_{max} = \frac{F_{max}}{v_{min}}$  zu betrachten.

**Variante C - Komplexe Impedanz** Variante B hat den Nachteil, dass die dort betrachteten Grenzfälle zu von der Leistung überdimensionierten Systemen führen. Variante C definiert stattdessen den Nutzer als frequenzabhängige Impedanz  $\underline{Z}$ . Dies ermöglicht bei der Betrachtung der Systemstabilität das dynamische Verhalten des Nutzers zu berücksichtigen, um eine höhere Bandbreite im Frequenz- oder Leistungsbereich bei geringerem technologischen Aufwand zu gewährleisten.

**Variante D - Quelle mit Impedanz** Variante C beschreibt den Nutzer ausschließlich als passive Impedanz. Es liegt nahe, dass der Mensch mit Muskeln und willentlicher Beeinflussung seiner Bewegungen durchaus als Quelle mechanischer Bewegung betrachtet werden kann.

Variante A ist nur für Firmenschriften verwendbar. Variante B ist eine gute Näherung bei groben Abschätzungen und schnellen Entwürfen. Eine Entscheidung zwischen Variante C und D erfordert eine weiterführende Betrachtung.

In [55] beschreibt HOGAN die mechanische Interaktion zwischen Mensch und Maschine als ein Problem der Impedanzregelung, vergleichbar mit der Interaktion zwischen Maschinen und dem passiven Umfeld. Demnach ist ein solches System dann stabil, wenn die aktiv geregelte Maschine in Bezug auf die Impedanz an der Werkzeugspitze ebenfalls passives Verhalten aufweist [26]. Als *passiv* und *stabil* wird dabei ein System beschrieben, das folgenden Anforderungen genügt [51]:

- Die durch das System aufgenommene Energie muss größer sein als die Energie, die das System abgibt.
- Es muss durch die Betrachtung einzelner Teilblöcke hinsichtlich Passivität und Stabilität auf das Verhalten des Gesamtsystems rückgeschlossen werden können.

Bereits 1989 bestätigt HOGAN durch Messungen und Literaturstudien, dass der Mensch als *passiv* angenommen werden kann: "... *The muscular actuators and neural feedback driving the arm would surely constitute an active system, yet experiments to date indicate that the impedance at the hand appears indistinguishable from that of a passive object. ...*". Auch ohne Beweis ist diese Annahme ein bewährtes Hilfsmittel im Bereich der Regelungstechnik haptischer Systeme [1],[51],[91]. Das Konzept von *Passivität* ist anwendbar auf lineare und nichtlineare Systeme [51].

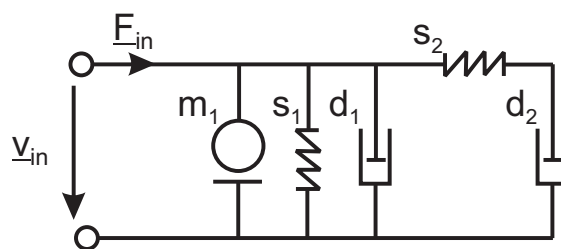
### 5.1.2 Der Nutzer als LTI-System

Es ist zu erwarten, dass der Nutzer ein nichtlineares und auf jeden Fall zeitveränderliches System darstellt. Die Impedanz kann von *keiner* oder *geringer* Berührung bis hin zu *hartem* oder *festem* Griff reichen. Dennoch ist ihre Kenntnis notwendig, um stabile Manipulation zu gewährleisten. Dieses Problem wurde bereits 1988 in [50] erkannt und führte für Telemanipulationssysteme zu drei Empfehlungen, die auch bei heutigen Geräten Umsetzung finden:

- Der Nutzer stellt die Impedanz selbst über einen Regler während der Manipulation ein, bis sich ein *gutes* Gefühl ergibt.

- Ein "Dead-man-switch" überprüft, ob der Nutzer dem Gerät eine minimale Impedanz entgegengesetzt, also ob eine Berührung stattfindet.
- Über die Auswertung von Kraft- und Bewegungsdaten wird die im Regelungsmodell abgelegte Nutzerimpedanz kontinuierlich nachgeführt.

Alle Ansätze haben gemeinsam, dass versucht wird, die nichtlineare Zeitabhängigkeit des Nutzers in für definierte Bereiche der Eingangsgrößen gültige Impedanzen zu unterteilen. Dabei soll die Systembeschreibung im folgenden unter Verwendung der Ansätze der Theorie linearer zeitinvarianter stabiler Systeme erfolgen (LTI-System). In [50] wird auf ein Modell für den Nutzer nach Abbildung 5.2 zurückgegriffen, das auf [25] in der Anwendung der Modellierung von Augenbewegungen zurückgeht und in [59] zur Charakterisierung mechanischer Eigenschaften der Fingerbeere genutzt wurde.



**Abb. 5.2:** Fünf-elementige Nutzerimpedanz [25] .

In [61] wurden Messungen an der Impedanz von Fingern bei einem 2-Finger Griff durchgeführt und mit Hilfe eines LTI-Systems aus Federn angenähert. Die Abbildung des Nutzers durch drei konzentrierte Bauelemente (Abb. 5.3) wird in [2] beschrieben. Diese Beschreibung führt zu einer eindeutigen Identifikation von minimaler, maximaler und variabler Impedanz. COLGATE (Übersicht über die Arbeiten in [85]) formuliert verschiedene Verfahren zur Parameteridentifikation von LTI-basierten Regelkreisen für unterschiedliche Klassen von haptischen Displays.

Die Veröffentlichungen zeigen, dass es gerechtfertigt und in Anbetracht der Stabilitätsbetrachtung unumgänglich ist, ein LTI-System für den Nutzer näherungsweise anzunehmen. Allerdings muss dieses Modell individuell auf den jeweiligen Typ der Interaktion (Art des Griffs, auftretende Kräfte) abgestimmt sein. Das Verfahren zur Definition des für *HapCath* relevanten LTI-Systems für die Nutzerimpedanz wird im Folgenden beschrieben.

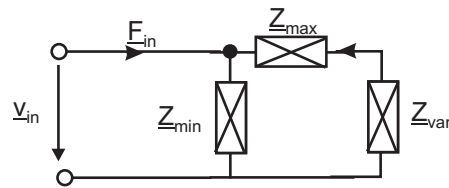


Abb. 5.3: Impedanzmodell nach ADAMS [2] .

### 5.1.3 Impedanzmessungen

Ziel der Impedanzmessungen ist es, die mechanische Impedanz  $Z_{mech} = \frac{F}{v}$  für die spezielle Bediensituation am Führungsdraht zu charakterisieren. Hierzu wurden Messungen mit Hilfe des im Anhang F beschriebenen Impedanzmessplatzes an acht Probanden durchgeführt und statistisch analysiert. Die Annahmen bezüglich der Messung, die analysierten Einflussfaktoren, das Verfahren zur Analyse der Daten sowie die Ergebnisse sind Gegenstand der folgenden Abschnitte.

#### Bediensituation

Die typische Handhaltung beim Umgang mit Führungsdrähten (Abb. 5.4) ist ein Drei-Finger-Griff mit Daumen, Zeige- und Ringfinger. Diese greifen nach einem  $\approx \varnothing 5$  mm messenden strukturierten Kunststoffzylinder, der auf den Führungsdraht extrakorporal gesteckt ist und mit einer konischen Kontermutter zur sicheren Befestigung auf dem Draht via Kraftschluss versehen ist.

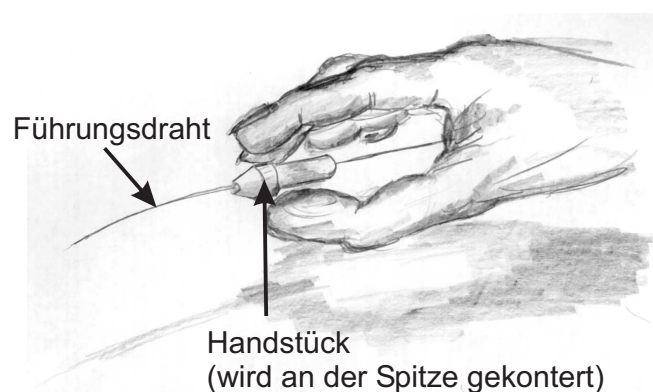


Abb. 5.4: Griff- und Berührungssituation bei der Handhabung von Führungsdrähten .

Zusätzlich trägt der die Katheterisierung durchführende Arzt Einweg-Latex-Handschuhe. Der Einfluss der Handschuhe wurde bei den folgenden Messungen berücksichtigt und als vernachlässigbar festgestellt. Die Armhaltung ist generell entspannt. Die auftretenden Kräfte bewegen sich zwischen 0,5 und 5 N.

### Fragestellung zu den Messungen

Die durchzuführenden eigenen experimentellen Untersuchungen sollen zur Beantwortung von drei Fragestellungen dienen:

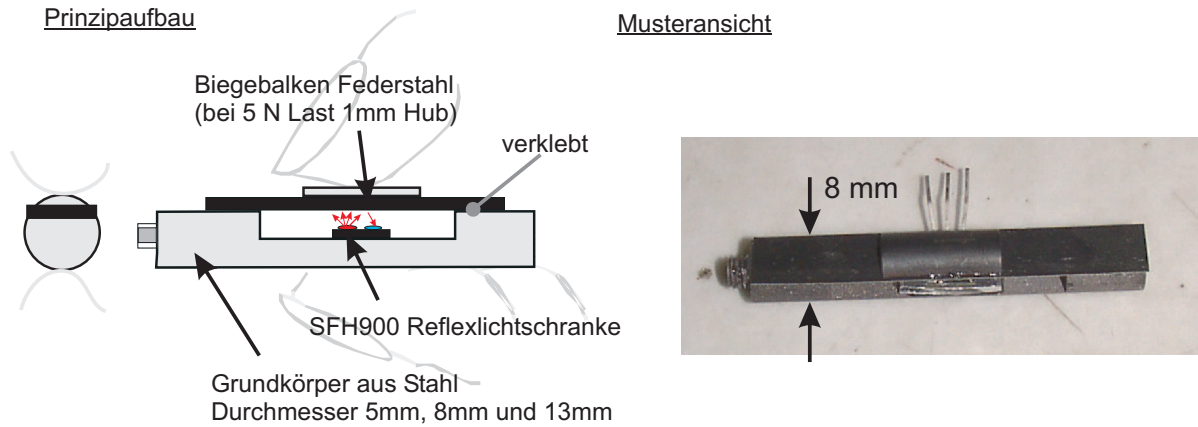
1. Ist es möglich, eine allgemein gültige axiale Nutzerimpedanz zu formulieren, und wie abhängig ist diese von den individuellen Probanden?
2. Wie ist der Einfluss der radialen Greifkraft auf die Nutzerimpedanz?
3. Beeinflusst der Durchmesser des Griffstücks die Nutzerimpedanz?

Frage 3 ist hierbei für die Applikation *HapCath* von nur geringer Bedeutung, da das Handstück den immer gleichen Durchmesser aufweist. Sie ermöglicht jedoch die Anwendung der Ergebnisse auf Impedanzen beim Nutzen von stiftähnlichen Bedienelementen, wie sie häufig bei kommerziellen haptischen Display als Griffstück (z.B. *Phantom* von "Sensable") eingesetzt werden.

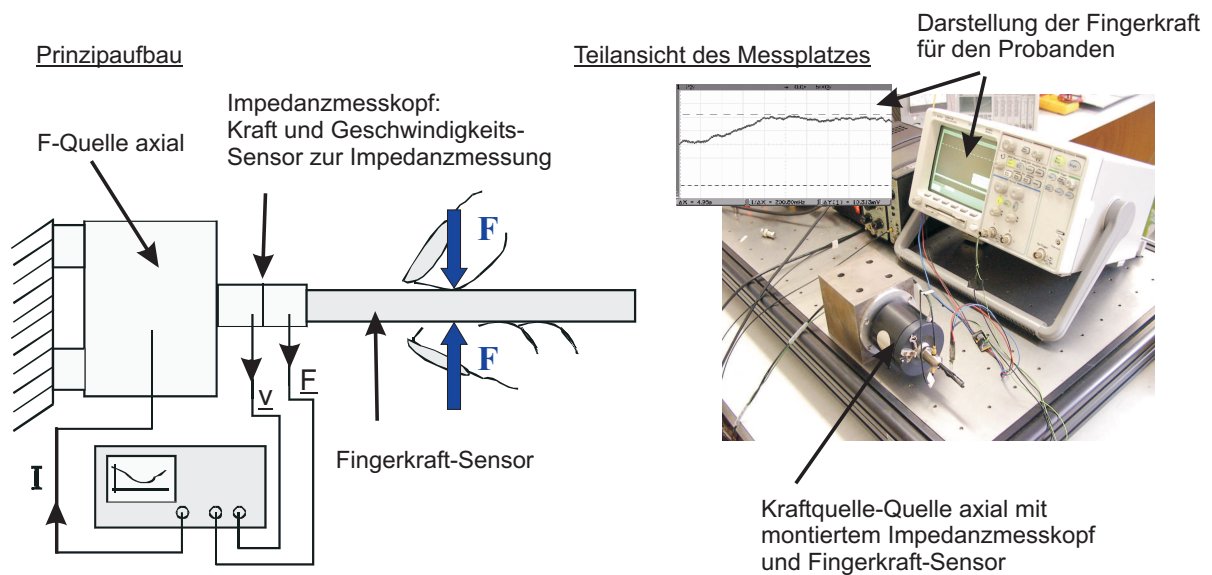
Um die drei Fragestellungen zu untersuchen wurden die in Abbildung 5.5 dargestellten Kraftsensoren entworfen (siehe Anhang H). Es wurde die Impedanz bei acht Probanden mit drei unterschiedlichen Sensor-Durchmessern und vier Kraftstufen gemessen (Abb. 5.6). Die Probanden wurden aufgefordert über den Zeitraum der Messung (2-3 min) die zylindrischen Kraftsensoren zu greifen, und dabei eine definierte Kraft entsprechend einer der vier Kraftstufen möglichst konstant zwischen den Fingern zu erzeugen. Die Kontrolle der Kraft erfolgte visuell durch den Probanden an einer Kraftkurve auf einem Oszilloskop, das den Kraftverlauf der letzten 5 Sekunden darstellt. Den Probanden fiel es leicht, die geforderte Kraft über den Zeitraum im Rahmen eines Toleranzbandes von ca. 10% der Kraftstufe zu halten.

Kenndaten der Messungen sind Tabelle 5.1 zu entnehmen. Die im Folgenden (Abb. 5.7) dargestellten Messwerte stellen die Nutzerimpedanz ohne Einfluss der mechanischen Impedanz der Sensoren dar. Diese wurde auf Basis einer Kalibriermessung aus den Ergebnissen herausgerechnet.

Es ist ersichtlich, dass aus der Betrachtung der Messreihen wie in Abbildung 5.7 eine generalisierte Aussage über die Abhängigkeit der Impedanz von der Griffkraft oder dem Durch-



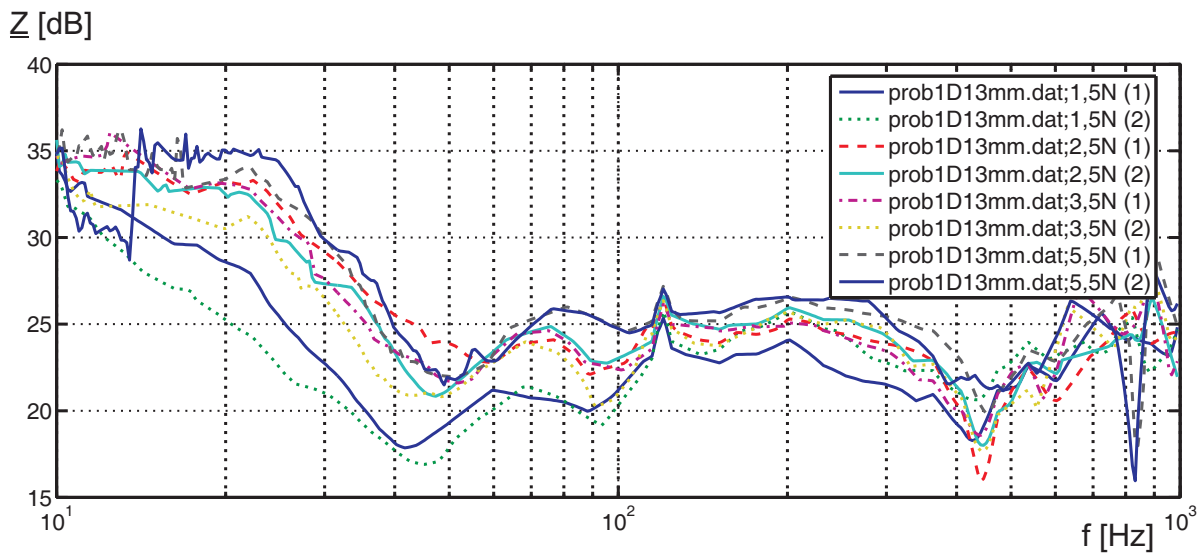
**Abb. 5.5:** Sensorprinzip zur Messung der Griffkraft *beim Drei-Finger-Griff* .



**Abb. 5.6:** Aufbau des Impedanzmessplatzes mit integriertem Kraftsensor.

**Tabelle 5.1:** Kennwerte der Impedanzmessungen beim Drei-Finger-Griff

BEZEICHNUNG	WERTE
Betrachteter Frequenzbereich [Hz]	20 – 1000
Kraftstufen Fingerkraft [N]	1, 5; 2, 5; 3, 5; 5, 5
Sensordurchmesser [mm]	5; 8; 13
Anzahl der Messreihen insgesamt	192
durchschnittliche Dauer einer Messreihe	8 min
Dauer pro Proband (über mehrere Tage verteilt)	4 h

**Abb. 5.7:** Beispiel einer Messreihe für einen Probanden mit dem 13 mm Kraftsensor für alle Kraftstufen



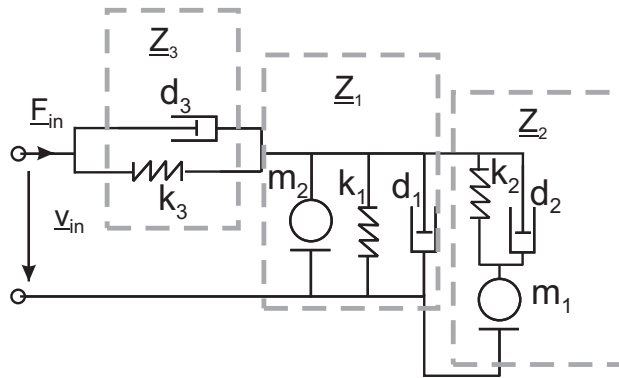
messer schwierig ist, da selbst wiederholte Messungen eine deutliche Streuung aufweisen. Aus diesem Grund findet eine Näherung der Messungen über ein geeignetes Modell statt und wird, auf Basis der dabei ermittelten Modellparameter, eine Einschätzung der Abhängigkeiten der Impedanz vorgenommen.

## Näherungsmodell

Nach der Analyse der Messungen aus Abbildung 5.7 ergeben sich die folgenden grundlegenden Anforderungen an das zu erwartende Modell der Nutzerimpedanz:

- Die Impedanz fällt im niederfrequenten Bereich ( $f < 100$  Hz) mit 20 dB pro Dekade ab.
- Daran anschließend bildet sich eine, eventuell auch zwei Resonanz-Überhöhungen aus.
- Bei hohen Frequenzen ( $f > 500$  Hz) zeigt der Impedanzverlauf keine eindeutige Tendenz.

Basierend auf diesem Impedanzverlauf, kann das in Abbildung 5.8 dargestellte Netzwerkmodell aufgestellt werden.



**Abb. 5.8:** Näherungsmodell für die Fingerimpedanz (Nutzer-Impedanz) .

Für die konzentrierten Bauelemente dieses Modells gilt:

$$\underline{Z}_1 = \frac{p^2 m_2 + k_1 + d_1 p}{p} \quad (5.1)$$

$$\underline{Z}_2 = \left( \frac{p}{d_2 p + k_2} + \frac{1}{p m_1} \right)^{-1} \quad (5.2)$$

$$\underline{Z}_3 = \frac{d_3 p + k_3}{p} \quad (5.3)$$

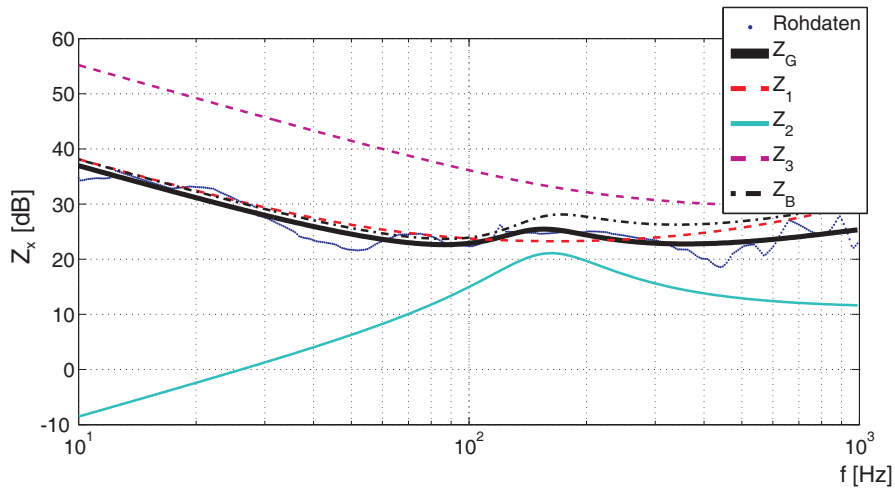
$$\underline{Z}_B = \underline{Z}_1 + \underline{Z}_2 \quad (5.4)$$

$$\underline{Z}_{\text{Gesamt}} = \underline{Z}_3 \parallel \underline{Z}_B \quad (5.5)$$

$$\underline{Z}_{\text{Gesamt}} = \left( \frac{p}{d_3 p + k_3} + \left( \frac{p^2 m_2 + k_1 + d_1 p}{p} + \left( \frac{p}{d_2 p + k_2} + \frac{1}{p m_1} \right)^{-1} \right)^{-1} \right)^{-1} \quad (5.6)$$

Die drei elementaren Glieder  $\underline{Z}_1$  bis  $\underline{Z}_3$ , Gl. (5.1) bis (5.3), bewirken unterschiedliche Anteile am Frequenzgang:

- $\underline{Z}_1$  ist ein PID-Glied, das die Lage des Frequenzgangminimums aus dem Verhältnis  $k_1$  zu  $m_1$  bestimmt und für hohe Frequenzen eine Vorspannung für eine Steigung des Bode-Diagramms erzeugt.
- $\underline{Z}_2$  ist vereinfacht ein  $DT_1$  oder i.d.R. eine Modifikation eines  $DT_2$ -Gliedes (in Abhängigkeit des Wertes von  $d_2$ ), das die Frequenzüberhöhung bestimmt und außerdem die Steigung des Frequenzganges bei hohen Frequenzen beeinflusst.
- $\underline{Z}_3$  ist ein PI-Glied, welches die absolute Höhe des gesamten Frequenzganges bestimmt und die Steigung von  $\underline{Z}_2$  bei niedrigen Frequenzen kompensiert.



**Abb. 5.9:** Beispiel einer Näherung einer Messkurve mit Frequenzgängen der Einzelglieder:  $\underline{Z}_1$  bis  $\underline{Z}_3$  sowie  $\underline{Z}_B$  und  $\underline{Z}_G$ .

### Güte der Näherung

Mit dem zuvor beschriebenen Modell wurden alle 192 Messreihen approximiert. Der hierzu programmierte automatische Näherungsalgorithmus besteht aus einer evolutionären Näherung in 20 Generationen für alle Parameter, gefolgt von einem Curve-fit mit Optimierung

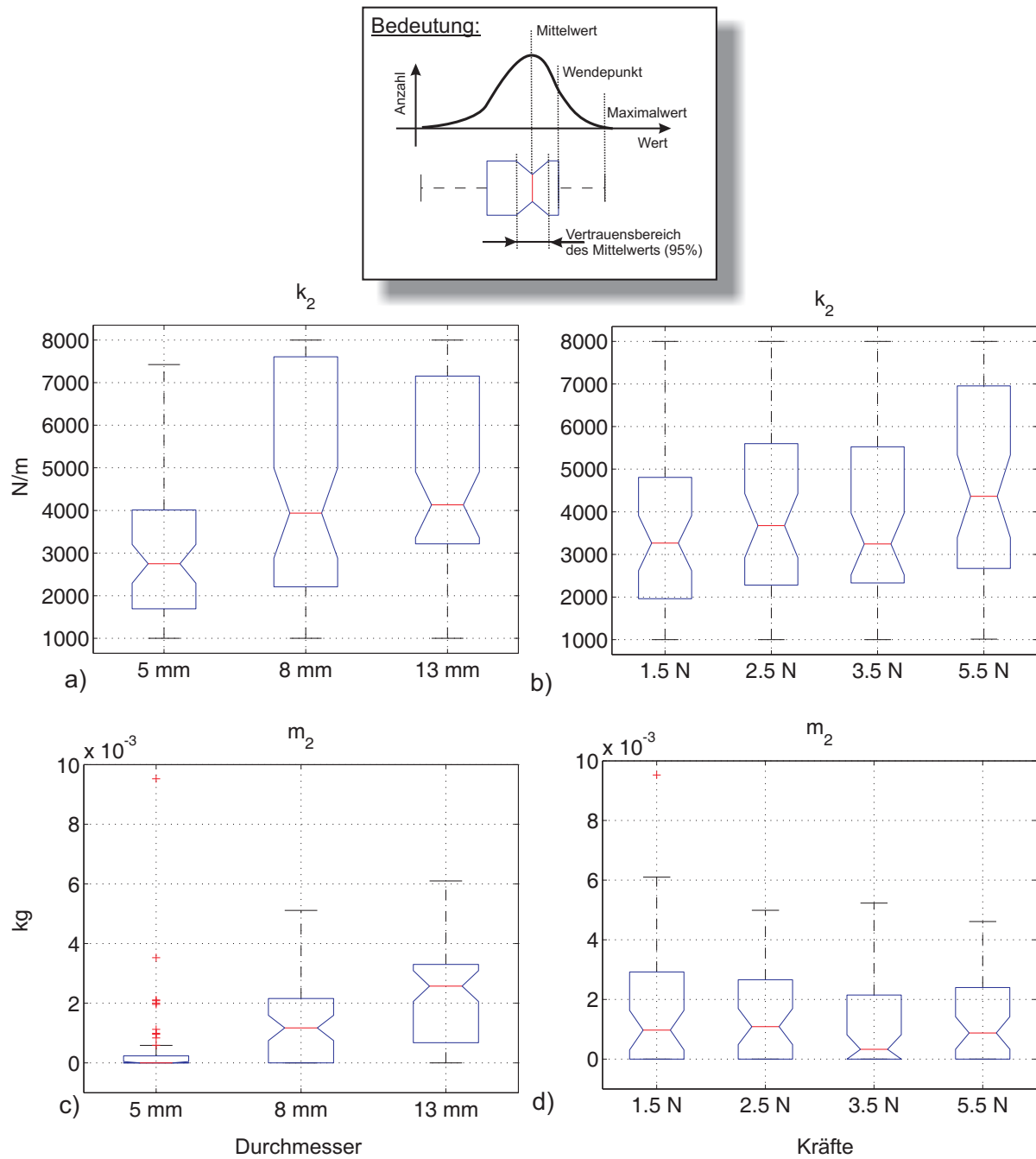
nach NEWTON [19], um die finale Anpassung der evolutionär ermittelten Startwerte an die Messwerte durchzuführen. Die mittlere Abweichung zwischen den Messwerten und der Modellkurve über alle Näherungen beträgt  $-0,278$  dB. Die mittlere Standardabweichung über alle Messwerte beträgt  $-0,306$  dB. Der mittlere maximale Fehler bei der Näherung beträgt  $\approx 5$  dB und ist im Wesentlichen im niederen und hohem Frequenzbereich lokalisiert. Die kompletten Kenndaten der Messung sind Anhang I zu entnehmen.

Die so ermittelten Normalverteilungen aller Parameter in Abbildung 5.10 und Anhang I lassen Aussagen über die Abhängigkeit einzelner Parameter von den untersuchten Größen Durchmesser und Griffkraft zu.

Abbildung 5.10a zeigt beispielsweise die Abhängigkeit der Normalverteilung für  $k_2$  von den Durchmessern der Kraftsensoren. Hier ist eine Steigung der Mittelwerte zu entnehmen. Abbildung 5.10d zeigt beispielsweise, dass der Parameter  $m_2$  nur eine geringe bis gar keine Abhängigkeit von der Fingerkraft aufweist. Generell lässt sich sagen, dass die jedem Parameter zu Grunde liegenden 16 Messwerte der acht Probanden nicht hinreichend sind, um eine statistisch sichere Aussage bezüglich Mittelwert und Vorliegen einer Normalverteilung zu fällen. Tendenzen und Trends lassen sich jedoch identifizieren. Hierzu wird eine lineare Abhängigkeit von der Fingerkraft  $F_{\text{Finger}}$  [N] bzw. dem Durchmesser  $D$  [mm] bei den Parametern angenommen, deren Mittelwerte einen eindeutigen Trend in der Auswertung zeigen. Dies gilt bei folgenden Bauelemente-Parametern aus Abbildung 5.8:

$$\begin{aligned}m_1(D) &= (6,15 + 0,783 \cdot (D - 5 \text{ mm})) \cdot 10^{-3} \text{ kg} \\d_1(F_{\text{Finger}}) &= (9,88 + 6,28 \cdot (F_{\text{Finger}} - 1,5 \text{ N})) \text{ Ns/m} \\k_2(F_{\text{Finger}}) &= (3399 + 271,5 \cdot (F_{\text{Finger}} - 1,5 \text{ N})) \text{ N/m} \\m_2(D) &= (0,73 + 0,496 \cdot (D - 5 \text{ mm})) \cdot 10^{-3} \text{ kg} \\d_3(D) &= (21,55 + 1,52 \cdot (D - 5 \text{ mm})) \text{ Ns/m}\end{aligned}$$

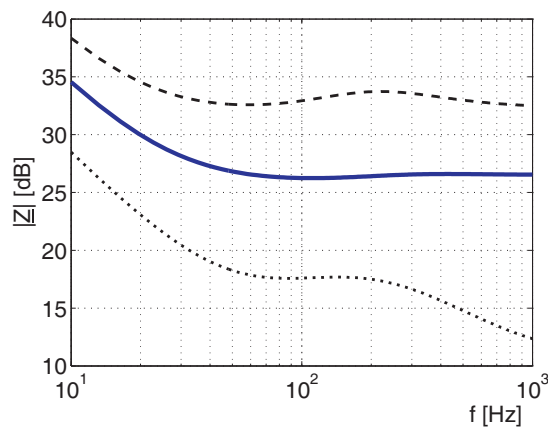
Alle weiteren Parameter werden als konstant entsprechend der Tabelle I.2 im Anhang I angenommen.



**Abb. 5.10:** Auszug aus den Plots der Normalverteilungen für die Parameter  $k_2$  und  $m_2$ .

## Ergebnisse und Diskussion

Die Impedanz des "mittleren" Nutzers (Abb. 5.11) weist aus, mit welcher Varianz beim Nutzer als Teil eines rückgekoppelten haptischen Systems, ohne Berücksichtigung der tatsächlich wirkenden Fingerkräfte, gerechnet werden muss. Sowohl worst-case als auch durchschnittliche Annahmen sind anhand dieses Ergebnisses bei der Analyse des rückgekoppelten Systems in Kapitel 6 möglich. Bemerkenswert ist, dass die Varianz der Werte bei hohen Frequenzen steigt.

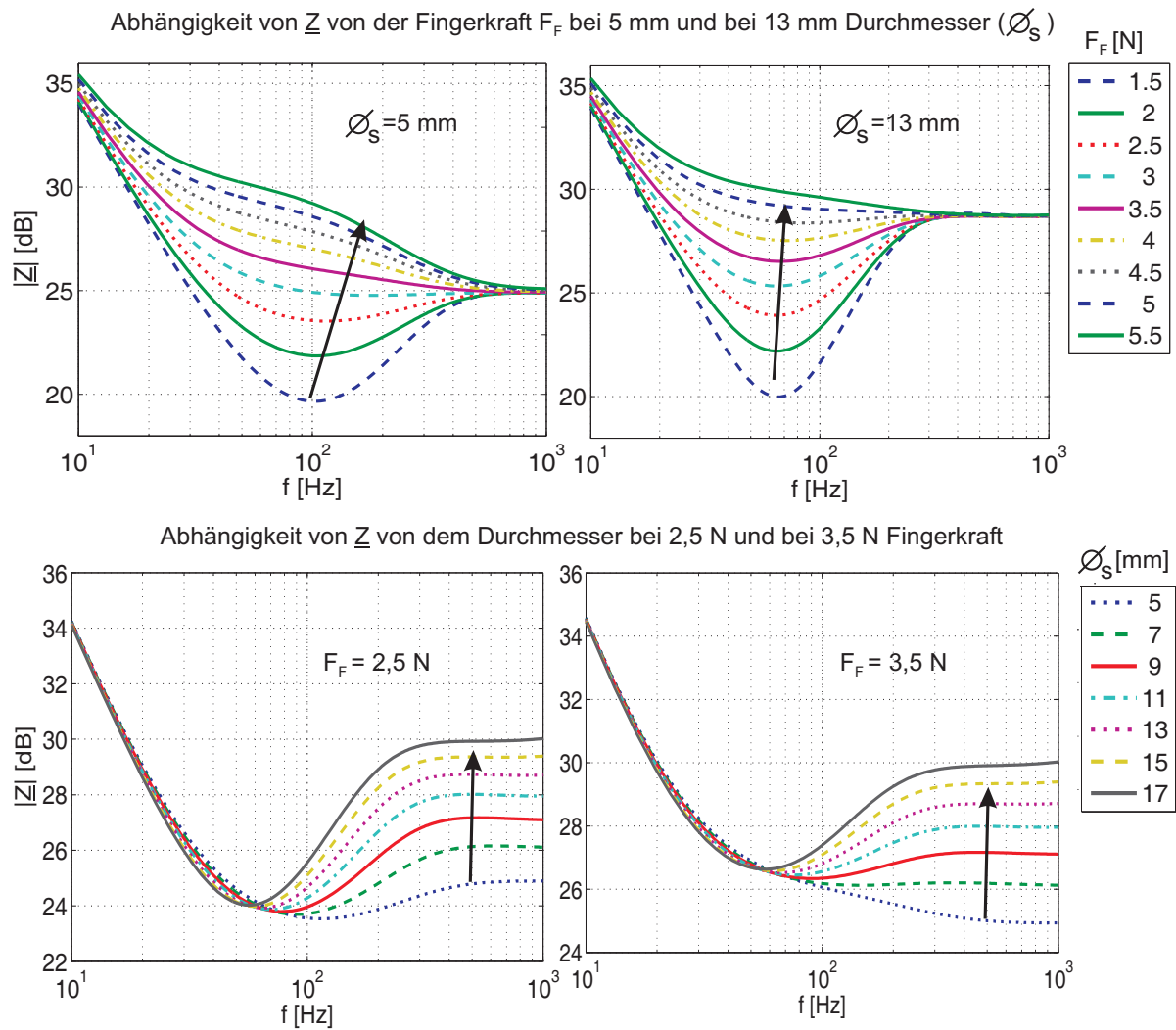


**Abb. 5.11:** Impedanz des mittleren Nutzers über alle Messwerte mit durch die Standardabweichung gekennzeichneten Toleranzbandgrenzen .

Die Plots der ermittelten Abhängigkeiten (Abb. 5.12) von gegriffenem Durchmesser und wirkender Fingerkraft müssen im Kontext mit der knapp 5 dB breiten Standardabweichung, die in diesem Diagramm der Übersichtlichkeit halber nicht dargestellt ist, diskutiert werden. Es zeigt sich, dass die Fingerkraft vor allem auf den Frequenzbereich zwischen 50 Hz und 200 Hz Einfluss hat. Die variablen Durchmesser beeinflussen im Wesentlichen die Impedanzen oberhalb von 100 Hz. Jeglicher mit der verwendeten Methode zur Modellierung abgebildete Einfluss bewegt sich innerhalb der statistischen Unsicherheit bei gegebener Probandenzahl.

Dennoch lassen sich einige Aussagen zu dem Einfluss der Größen Durchmesser und Fingerkraft auf die Komponenten des Modells und ihre physische Entsprechung treffen:

- Mit erhöhter Fingerkraft steigt die Dämpfung  $d_1$  signifikant an. D.h. die Resonanz aus  $m_2$  und  $k_1$  wird stärker bedämpft. Bezüglich der Wahrnehmung der Kräfte bedeutet das, dass die Empfindung in dem Frequenzbereich bei erhöhtem Druck nachlässt, da eine geringe Auslenkung der Haut bei gleicher Kraft (Admittanz-betrachtet) wirkt. Ein Effekt, den man im Alltag gut beobachten kann.



**Abb. 5.12:** Mittlere Abhängigkeit der Nutzerimpedanz  $\underline{Z}$  von den Sensor-Durchmessern und den wirkenden Kräften an vier Beispielen

- Weiterhin verschiebt sich mit erhöhter Fingerkraft die Resonanz von  $\underline{Z}_2$  leicht zu höheren Frequenzen. Auch dies resultiert in einem generell gestreckten Frequenzgang ohne deutliches Minimum. Der Einfluss der Masse  $m_1$  nimmt ab.
- Ein variierender Durchmesser des Sensors, also der Kopplung und die Kraftquelle, hat signifikanten Einfluss auf den gesamten Verlauf des Frequenzganges mit Schwerpunkt bei hohen Frequenzen. Die absolute Position des Frequenzganges auf der Impedanzachse variiert mit  $d_3$ . Mit steigendem Durchmesser erfolgt bei gleicher Auslenkung eine deutlich höhere Kraftreaktion. Dies ist verständlich, da mit größeren gegriffenen Elementen mehr Gewebe an der Impedanzerzeugung beteiligt ist. Dies spiegelt sich auch in der Erhöhung der im Modell integrierten Massen  $m_1$  und  $m_2$  wider.



## 5.2 Wahrnehmung von Krafteindrücken

Das vorangegangene Kapitel beschäftigt sich mit der Abbildung des Nutzers mit dem Ziel, Informationen für den Entwurf einer stabilen Interaktion zu erhalten. Außerdem ist die Impedanz des Nutzers ein wichtiges Entwurfskriterium für die Auslegung der Aktoren bezüglich der maximal aufzubringenden Kräfte. Die Betrachtung der Impedanz alleine liefert jedoch keine Aussagen über die Qualität, mit der die Kräfte dem Nutzer gegenüber dargestellt werden müssen. Die Beurteilung der Qualität muss neben einem Maximum an Kraft und einem Minimum an Reibung, auch Aspekte wie Amplitudenauflösung, Frequenzauflösung oder Zeitinvarianz der menschlichen Wahrnehmung berücksichtigen. Mit den Methoden zu quantifizierbaren Aussagen zu gelangen, beschäftigt sich der folgende Abschnitt.

### 5.2.1 Methoden zur Quantifizierung der Leistungsfähigkeit haptischer Displays

Die dokumentierten Analysemethoden haptischer Displays lassen sich in vier Klassen einteilen:

**Empfehlungen** Die Empfehlungen nehmen einen signifikanten Anteil der in der Literatur dokumentierten Hilfsmittel zum Entwurf haptischer Systeme ein. Zum Beispiel beschreibt HAYWARD [54] die Aspekte, auf die beim Entwurf geachtet werden müssen, ist aber außerstande, mit dem vorliegenden Forschungsstand alle Punkte mit quantifizierbaren Angaben zu untermauern. MACLEAN [81] gibt eine generelle Empfehlung für den Nutzen aktiver haptischer Systeme für die Mensch-Maschine Kommunikation und streift dabei die wichtigsten technischen Entwurfskriterien. Im Gegensatz dazu schreibt BURDEA [21] 1996, dass es "gefährlich" sei, sich beim Entwurf haptischer Displays auf die Empfehlungen anderer zu verlassen, besonders, wenn die Ergebnisse von unterschiedlichen Versuchsaufbauten und -methoden stammen und nur eine kleine Anzahl von Testpersonen zur Verfügung stand. Der Aussage ist eingeschränkt zuzustimmen. Essentiell ist, dass die Rahmenbedingungen und Vereinfachungen exakt bekannt und dokumentiert sind.

**Absolute Kennwerte** Die absoluten Kennwerte resultieren aus den Untersuchungen von zwei Interessengruppen. Zum einen den quantifizierten Erfahrungswerten von Hardwareentwicklern, zum anderen den messtechnischen Untersuchungen von Physiologen und Neurologen zu der Leistungsfähigkeit des haptischen Sinneskanals. BAUMANN [10] zeigt, dass die Genauigkeit der Kraftausübung haptischer Displays die menschliche Wahrnehmung übersteigen muss. Als maximal zulässigen Fehler gibt er 5 % der Maximalkraft an. Weiterhin gibt

er Kenndaten zu Drehmomentauflösung sowie Dynamik der Schnittstelle an, die wiederum in einen Entwurfskatalog für passive Stellelemente münden [9]. BURDEA [21] hat eine Vielzahl von Daten aus unterschiedlichen Quellen zusammengetragen. So definiert er die Kraftauflösung des Menschen bei 0,01 N. SHIMOGA [113],[114] definiert eine Kraftauflösung von 5 mN und gibt weiterhin Maximalkräfte der einzelnen Finger an. GESCHIEDER (Übersicht in [40]) beschreibt auf Basis umfassender Probandentests die neuronale Wahrnehmung von Kräften sowie ihre Dynamik und Frequenzabhängigkeit. Er identifiziert u.a. Unterschiede zwischen punktförmiger und flächiger Stimulation der Fingerbeere. Allen Angaben gemein ist, dass die Kennwerte zwar einer ersten Orientierung dienen, jedoch eine quantifizierte Methode zur Bewertung der Güte eines haptischen Displays fehlt. Außerdem sind die Daten schwer aus der Literatur herauszulesen und teilweise widersprüchlich.

**Post-Entwurfs-Analysemethoden** Die Methoden, die zum Studium von umgesetzten Prototypen und deren Leistungsfähigkeit zum Einsatz kommen, stammen aus zwei Gebieten: Der technischen Betrachtung und Analyse von Stabilität sowie vergleichenden Tests mit dem Schwerpunkt auf der Erfassung der Kraftwahrnehmung durch Probandenstudien.

Die Arbeitsgruppe um HANNAFORD bedient sich in verschiedenen Projekten Messungen des Stabilitätsverhaltens reeller haptischer Systeme. So wird in [105] die Stabilität eines Telemanipulationssystems mit unterlegtem *Passivity-Controller*<sup>1</sup> untersucht, indem die Schwingneigung der auf den Nutzer wirkende Kraft gemessen wird. COLGATE nutzt zur Bestätigung und Erweiterung seiner regelungstechnischen Beschreibung von haptischen Systemen unterschiedlicher Impedanz eine Vielzahl von Experimenten. In [94] wird z.B. die Abweichung des Nutzers von einem vorgegebenen Pfad durch Tracking der Bewegung bei rein passivem haptischen Feedback analysiert. LAWRENCE diskutiert in [74] die Regelung eines auf einer Nachgiebigkeit und einem Schrittmotor basierenden Aktor auf Hystereseverhalten und Welligkeit der Krafterzeugung. MCJUNKIN [82] analysiert am Beispiel des *Phantoms* die *Transparency* des Systems für Impedanzen. Hierbei bedient er sich Probanden und misst bei bekannten Impedanzen des virtuellen Systems die reale Impedanz der Kombination aus haptischem Display und Nutzer über Kraft und Geschwindigkeit.

Die vergleichenden Studien befassen sich mit der Erfassung von der Geschwindigkeit oder dem subjektiven Gefühl, mit der eine Tätigkeit mit und ohne haptische Unterstützung durchgeführt werden kann. Beispielsweise wird in [34] bewertet, wie reproduzierbar und schnell eine Position im Raum wieder gefunden werden kann. In [100] wird der Zugewinn einer taktilen

---

<sup>1</sup>Der Passivity-Controller ist eine Art von Zustandsbeobachter, der gezielt Passivität des Nutzers sowie des manipulierten Systems durch Parameteranpassung gewährleistet

Stimulation bei Interaktion per Maus qualitativ durch die Nutzer bewertet.

**Prae-Entwurfs-Methoden** Die Methoden, die den Anspruch haben, im Vorfeld des Entwurfs haptischer Displays eine quantifizierte Aussage über die Leistungsfähigkeit des geplanten Systems zu treffen, sind beschränkt. HANNAFORD und RYU [103] beschreibt zur Evaluation des *Passivity Controllers* Simulationen des Gesamtsystems unter Annahme des Nutzers als LTI-Modell. Dies ermöglicht Stabilitätsbetrachtungen anhand klassischer regelungstechnischer Kennwerte und daher einer quantitativen Aussage das technische System betreffend. Das Verfahren berücksichtigt aber die frequenzabhängige Wahrnehmung des Nutzers nicht. Ähnliches findet sich bei COLGATE [85]. HASSER [53] definiert den Kennwert der "Dynamik"  $D$  haptischer Displays. Er ist gekennzeichnet durch die maximal erreichbare Kraft  $F_{\max}$ , geteilt durch die zum Überwinden der Reibung notwendige Kraft  $F_{\text{fric}}$

$$D = \frac{F_{\max}}{F_{\text{fric}}}. \quad (5.7)$$

Die Dynamik stellt also das Verhältnis der beiden Extremfälle haptischer Displays dar.

LAWRENCE definiert in [75] den Faktor *Rate-Hardness*  $H_R$ , der die Abhängigkeit der empfundenen Intensität harter Kontakte von der initialen Geschwindigkeit bewertet

$$H_R = \frac{\text{initial force rate of change (N/s)}}{\text{initial penetration velocity (m/s)}}. \quad (5.8)$$

Den mit  $H_R$  verbundenen Zusammenhang weist LAWRENCE nach, stellt aber auch fest, dass Generalisierungen auf Basis geringer Probandengrößen schwer zu treffen sind, da die Wahrnehmung deutlich streut.

In [73] definiert LAWRENCE die *Transparency*  $T$  als Faktor zwischen Impedanz als Eingangsgröße des haptischen Interfaces  $\underline{Z}_{\text{in}}$  und der tatsächlich gefühlten Impedanz  $\underline{Z}_{\text{out}}$  als Ausgangsgröße des Displays

$$T = \frac{\underline{Z}_{\text{in}}}{\underline{Z}_{\text{out}}}. \quad (5.9)$$

Das Prinzip der Transparency findet vor allem im Bereich regelungstechnischer Stabilitätsbetrachtungen Anwendung und sollte um  $\pm 3$  dB liegen.  $T$  kann als einziger etablierter, frequenzabhängiger, charakteristischer Kennwert haptischer Interfaces bezeichnet werden.

HAYWARD beschäftigt sich in [54] mit generellen Entwurfsempfehlungen für haptische Systeme. Im diesem Rahmen schlägt er  $\approx 25$  Kriterien vor, die zur Klassifikation dienen können. Darunter Arbeitstraum (MR = Motion Range), Spitzenkräfte (PKF = Peak Force) und

und weitere Kenngrößen. Bemerkenswert ist, dass HAYWARD dynamische frequenzabhängige Kennwerte für notwendig erachtet, gleichzeitig aber ebenfalls den Mangel an Angaben bei bestehenden haptischen Systemen feststellt.

KIRKPATRICK [65] erweitert die Notwendigkeit klarer Entwurfsparameter von der Hardwareentwicklung auf die Softwareentwicklung und definiert hierzu normierte Formen zur geometrischen Wahrnehmung. HOGAN und FASSE [37] untersuchen die Längen und Winkelwahrnehmung, kommen aber zu dem Schluss, dass eine Quantifizierung der Abhängigkeiten mit der gewählten Methodik nicht möglich ist.

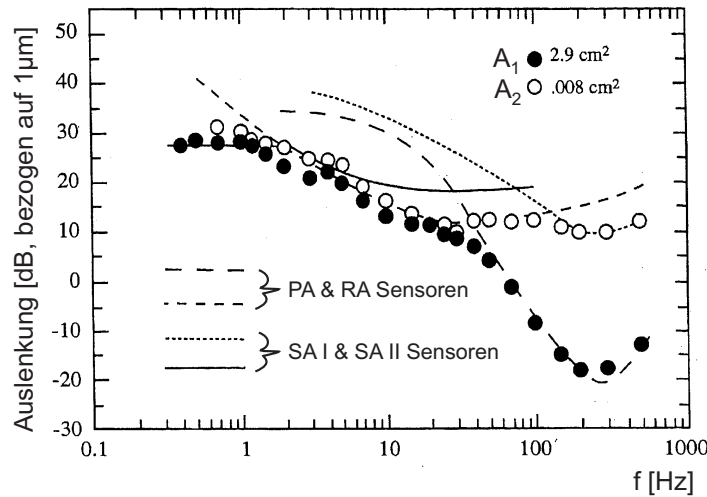
Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass es keine allgemein akzeptierte und standardisierte Bewertung haptischer Displays in Bezug auf die Qualität des erzeugten Krafteindrucks gibt.

### 5.2.2 Eigenschaften des haptischen Sinneskanals

Der Wunsch, die haptische Sinneswahrnehmung zu quantifizieren und somit ihren Einfluss beim Entwurf haptischer Displays zu berücksichtigen, erfordert eine Analyse der Abhängigkeiten dieser Wahrnehmung von gängigen Größen wie Zeit, Frequenz und Amplitude. Dieser Abschnitt beschreibt den aktuellen Kenntnisstand, basierend auf den Erkenntnissen von GESCHIEDER, der eine sehr stringente Analysemethodik und Diskussion haptischer Sinneswahrnehmung, seit 1970 bis zuletzt 2002 in allein 14 medizinisch/somatosensorische Veröffentlichungen direkt zu dem Thema, und einer Vielzahl weiterer Veröffentlichungen zu verwandten Themen, vorweisen kann. Als weitere hervorzuhebende Quelle dienen die Arbeiten von BÉKÉSY [14]. Zur Ergänzung wird bei Bedarf auf die Ergebnisse anderer Autoren verwiesen.

Der übereinstimmend als am relevantesten eingeschätzte Einfluss haptischer Wahrnehmung liegt in ihrer Abhängigkeit von der Frequenz mechanischer Schwingungen. Dabei ist zwischen zwei Fällen zu unterscheiden: großflächiger Einleitung von Kräften ( $A > 1 \text{ cm}^2$ ) und der Einleitung von Kräften über kleine Flächen ( $A < 1 \text{ mm}^2$ ) (Abb. 5.13). Bei den betrachteten kinästhetischen Displays handelt es sich immer um eine großflächige Ankopplung über die Finger. Bei taktilen Displays müssen geringe Flächen der Ankopplung angenommen werden. Die Wahrnehmungskurve setzt sich aus den Ausgangssignalen von den in Abschnitt 2.2.1 beschriebenen vier Sensortypen zusammen und hat ein Minimum (Punkt maximaler Empfindlichkeit) bei  $\approx 350 \text{ Hz}$ . Die Frequenzabhängigkeit ist unbestritten und wird von mehreren Autoren unabhängig voneinander sowohl in Probandenstudien [40],[108],[119] als auch in Studien mit isolierten Nervensträngen [130] bestätigt. Lediglich der exakte Verlauf, als auch das Minimum der Wahrnehmungskurve, variiert im Bereich von  $\approx 100 \text{ Hz}$ . Bemerkenswert

ist, dass die Wahrnehmung besonders niedriger Frequenzen  $< 0,1$  Hz nicht abschließend dokumentiert ist. Daher besteht Konsens, dass ab  $\approx 1$  Hz die Wahrnehmungskurve einen konstanten Wert annimmt.



**Abb. 5.13:** Frequenzabhängige Wahrnehmung von Schwingungen für zwei unterschiedliche Kontaktflächen  $A_1$  und  $A_2$  [40].

PA-, RA-, SA-Sensoren siehe Abbildung 2.6

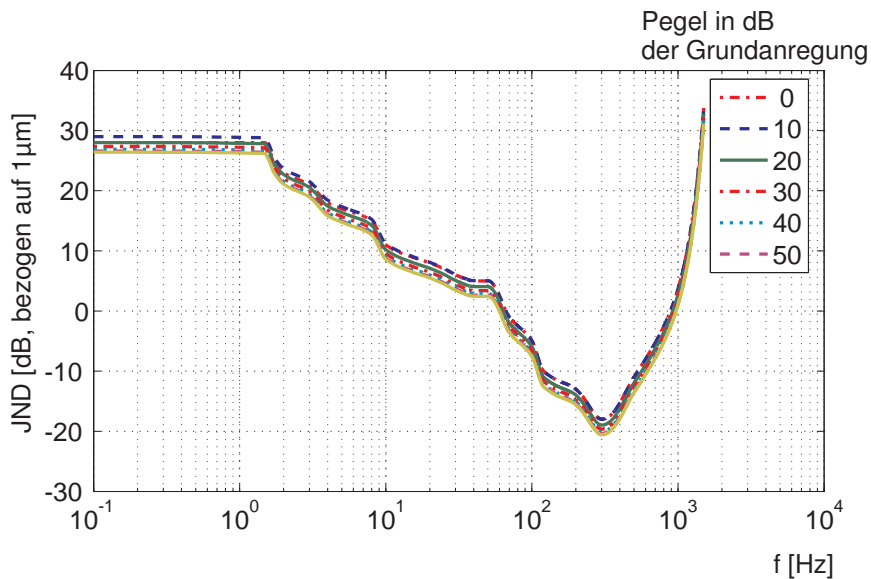
Wie eingangs bereits erwähnt, stützen diese Ergebnisse die Aussage, dass die Frequenzabhängigkeit der haptischen Wahrnehmung zwingend zu berücksichtigen ist.

Weiterhin ist die zeitliche Abhängigkeit der Wahrnehmung von Kräften zu diskutieren. Mit anhaltender Reizpräsentation tritt eine Desensibilisierung auf. Dieser Effekt wird in [43] dazu genutzt, einzelne Rezeptorklassen zu maskieren, um den Anteil anderer Klassen an der Wahrnehmung in den überlappenden Frequenzbereichen zu studieren. Die zeitliche Änderung der Wahrnehmungskurve  $\Delta K$  in dB kann entsprechend Gl. (5.10) genähert werden

$$\Delta K(t) = 12 \cdot (e^t)^{12}. \quad (5.10)$$

Daraus ergibt sich, dass die Desensibilisierung in einem zeitlichen Rahmen von einer Sekunde (Frequenzanteile unter 10 Hz) stattfindet. Daher ist ihre Berücksichtigung bei der Analyse von Telemanipulationssystemen oder Simulatoren wegen des großen Verhältnisses der Nutzungsdauer zur Desensibilisierung nur bedingt sinnvoll.

Die Amplitudenauflösung (just-noteable-difference, JND) der haptischen Wahrnehmung weist analog zur visuellen und akustischen Wahrnehmung beim Menschen ein logarithmisches Verhalten auf. Die Wahrnehmung von kleinsten Änderungen in Abhängigkeit einer in der Amplitude veränderlichen Grundanregung wurde in [41] untersucht. Messungen wurden an zwei Frequenzen (25 Hz, 250 Hz) und mit weißem Rauschen gemacht. Die nachgewiesene Abhängigkeit der JND von der Amplitude der Grundanregung ist nichtlinear mit einer maximalen Abweichung von  $\approx +3$  dB. Sie ist für niedrige Amplituden der Grundanregungen höher. Das Resultat dieser Betrachtungen ist in Abbildung 5.14 dargestellt.



**Abb. 5.14:** Variation der Wahrnehmungskurve in Abhängigkeit der Grundmode (nach [41]) .

Abbildung 5.14 zeigt, dass das nichtlineare Verhalten relativ zur Veränderung der Wahrnehmungskurve über den gesamten Frequenzbereich gering ist.

Es lässt sich festhalten, dass der dominierende Effekt der Wahrnehmung von mechanischen Schwingungen sich als eine hinreichend zeitinvariante und von der Amplitude der Grundschwingung hinreichend unabhängige Kennlinie darstellt. Dies ist die Basis für die im Folgenden entwickelte Methodik.

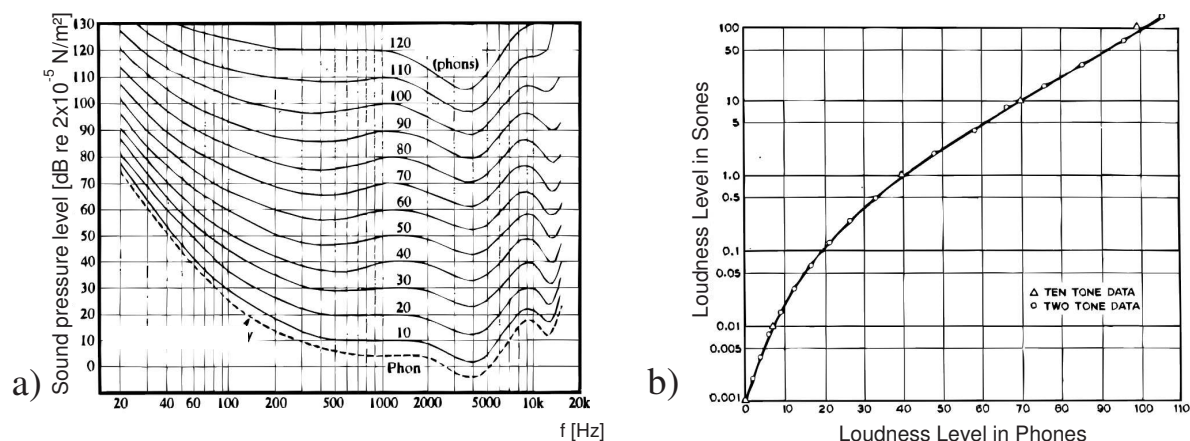
### 5.2.3 Methoden zur Quantifizierung von Sinneswahrnehmungen

Im Gegensatz zum Bereich der haptischen Wahrnehmung, wurde für den optischen und den akustischen Sinneskanal bereits zur Erleichterung des technischen Entwurfs die physiologi-

sche Wahrnehmung quantifiziert und als Standard eingeführt.

## Psychoakustik

Zur Beschreibung des Schalldrucks bei akustischen Systemen gibt es zwei wichtige Kenngrößen, *Phon* und *Sone*. Da die Frequenzabhängigkeit nichtlinear ist, wurden die Kurven *gleicher Lautstärke* durch die *International Standards Organisation* eingeführt (Abb. 5.15a). Die Kurve wird dazu genutzt, den Schalldruck in dB in Kurven gleicher Lautstärke in Phon umzuwandeln. Ein Phon ist definiert als Wahrnehmungsschwellwert bei einer Frequenz von 1 kHz. Die *Kurven gleicher Lautstärke* sind jedoch nicht bereits eine Quantifizierung der wahrgenommenen Lautstärke, sondern lediglich eine Frequenzkompensation der Dezibel-Skala basierend auf der physiologischen Wahrnehmung. Um die Kurven in einen Wert, der proportional der wahrgenommenen Lautstärke ist, zu überführen, wird die Lautstärken-Umwandlungs-Kennlinie entsprechend Abbildung 5.15b genutzt. Resultat der Konvertierung ist die Umrechnung von Phon in die Einheit Sone. Die Kurve der Lautstärkenkonvertierung wurde durch eine große Anzahl an Probanden für unterschiedliche spektrale Zusammensetzungen überprüft. Generell ist festzustellen, dass diese Kurven einen Einblick in die physiologischen Möglichkeiten des Hörens widerspiegeln. Sie werden benutzt, um Mikrophone direkt oder via Equalizer auf eine realistische Aufnahme der Umgebungsgeräusche zu kalibrieren oder dienen zur Bewertung und Quantifizierung von schallerzeugenden Geräten.



**Abb. 5.15:** Standardisierte Schall-Wahrnehmungskurven.

a) Kurven gleicher Lautstärke [52], b) Lautstärken Umwandlungs Kennlinie[96].

## Fotometrie

Im Gegensatz zu den Rezeptoren des akustischen Sinneskanals, die zeitveränderliche Größen mit variabler Intensität und geringer örtlicher Auflösung aufnehmen, dienen die Rezeptoren des optischen Sinneskanals primär zur örtlichen Unterscheidung von Reizen sowie zur Wellenlängendiskriminierung. Sie sind daher in großer Anzahl, aber örtlich konzentriert, vorhanden und weisen eine ausgeprägte Wellenlängenabhängigkeit auf. Die zeitliche Abhängigkeit ist hier von geringerer Bedeutung. Je nach Situation und Kontrastverhältnissen sind Frequenzen zwischen 15 Hz und 70 Hz wahrnehmbar. Die Abhängigkeit von der Wellenlänge wird durch zwei Kurven beschrieben (Abb. 5.16) und wurde durch die "Commission internationale de L'éclairage (CIE)" standardisiert. Die Datenbasis bilden physiologische Messungen an Probanden von GIBSON und TYNDALL von 1923, die wiederum auf fünf Datenquellen zurückgriffen. Die Kurven finden Verwendung bei der Bewertung von Lichtquellen für unterschiedliche Anwendungen, z.B. in der KFZ-Technik, Seefahrt und Consumer-Technologie. Auf Basis dieser Kurven sind die strahlungstechnischen Größen der Optik in die lichttechnischen Größen der Fotometrie über das wellenlängenabhängige Strahlungsäquivalent  $K(\lambda)$  umrechenbar.

### 5.2.4 Methode der *Force-Impression* (*FIP*)

In Anlehnung an die zuvor beschriebenen Verfahren zur Quantifizierung akustischer und optischer Sinneswahrnehmungen wird hier die *ForceImpression* (*FIP*) als Methode zur Quantifizierung der haptischen Sinneswahrnehmung vorgeschlagen und ihre Zweckmäßigkeit durch Anwendung auf ausgewählte Beispiele nachgewiesen.

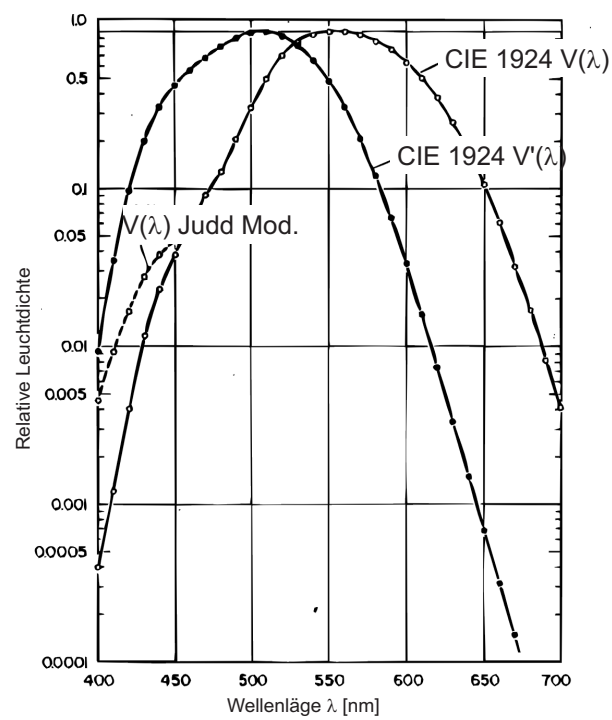
#### Grundlagen der *FIP*

Die *ForceImpression* stellt ein Verfahren zur Umrechnung *physikalischer* Größen in ein Bezugssystem dar, dessen Werte proportional der *physiologischen* Wahrnehmung sind. Die im physikalischen Bereich verwendete Größe Weg  $x$  in der Einheit *Meter* [m] (und deren zeitlichen Ableitungen) werden in die für den physiologischen Bereich neu definierte Größe  $\tilde{x}$  mit der Einheit *felt-Oscillation* [fOsc] überführt. Letztere hat zum Ziel ein absolutes Maß für die Wahrnehmung von mechanischen Schwingungen zu bilden. Zwischen beiden Systemen kann über die Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$  (Abb. 5.17) umgerechnet werden. Die  $FIP(\omega)$  ist ein Bandpass hoher Ordnung<sup>2</sup>, welcher mechanische Schwingungen entsprechend der Wahrnehmung

---

<sup>2</sup>Erste Näherungen der Charakteristik ergeben Übertragungsfunktionen mit 8 Null- und 14 Polstellen

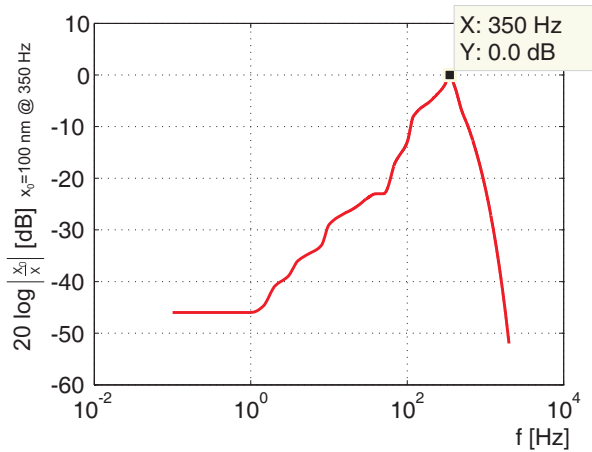




**Abb. 5.16:** Leuchtdichte-Wahrnehmungs-Funktion nach CIE 1924.

*Standard Beobachter  $V(\lambda)$ , CIE 1951 Standard Beobachter  $V'(\lambda)$  sowie Modifikation nach Judd von 1951 [132].*

mung verzerrt. Die Darstellung der  $FIP(\omega)$  erfolgt über Dekaden von möglichen Auslenkungen in Dezibel. Sie ist die Inverse der experimentell ermittelten Kurve der haptischen Wahrnehmung aus Abbildung 5.13, normiert auf den Punkt maximaler Wahrnehmung bei 350 Hz.



**Abb. 5.17:** Bewertungskurve der vibrotaktilen Wahrnehmung  $FIP(\omega)$  mit dem Punkt maximaler Wahrnehmung bei 350 Hz.

Der in dieser Arbeit erstmalig durchgeführten Definition der Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$  (Abb. 5.17) liegen folgende notwendigen Annahmen zu Grunde:

1. Der Verlauf der Wahrnehmungskurve bildet den Mittelwert der Wahrnehmungsschwelle einer hinreichenden Anzahl von Probanden, wobei die Abhängigkeit der Wahrnehmung vom Alter [126] berücksichtigt sein muss. Hier verwendete Daten basieren auf [40] und repräsentieren ein Probandenspektrum zwischen 20 und 30 Jahren gemischten Geschlechts.
2. Der Schwellwert der Wahrnehmung von Schwingungen wird für unterschiedliche Grundausschläge als konstant angenommen. Diese Annahme basiert auf den Untersuchungen von GESCHIEDER zur Unterscheidung der Intensität von vibrotaktilen Anregungen [41], der lediglich eine Abweichung von bis zu 3 dB identifiziert hat.
3. Die Empfindlichkeit der Wahrnehmung wird als substituierbar und somit unabhängig von mehreren gleichzeitig auftretenden Frequenzen angenommen. Diese Annahme basiert ebenfalls auf den Untersuchungen von GESCHIEDER zur Unterscheidung der Intensität von vibrotactilen Anregungen [41], der bei zwei untersuchten Frequenzen und einem Rauschspektrum Abweichungen von maximal 1 dB identifiziert hat.

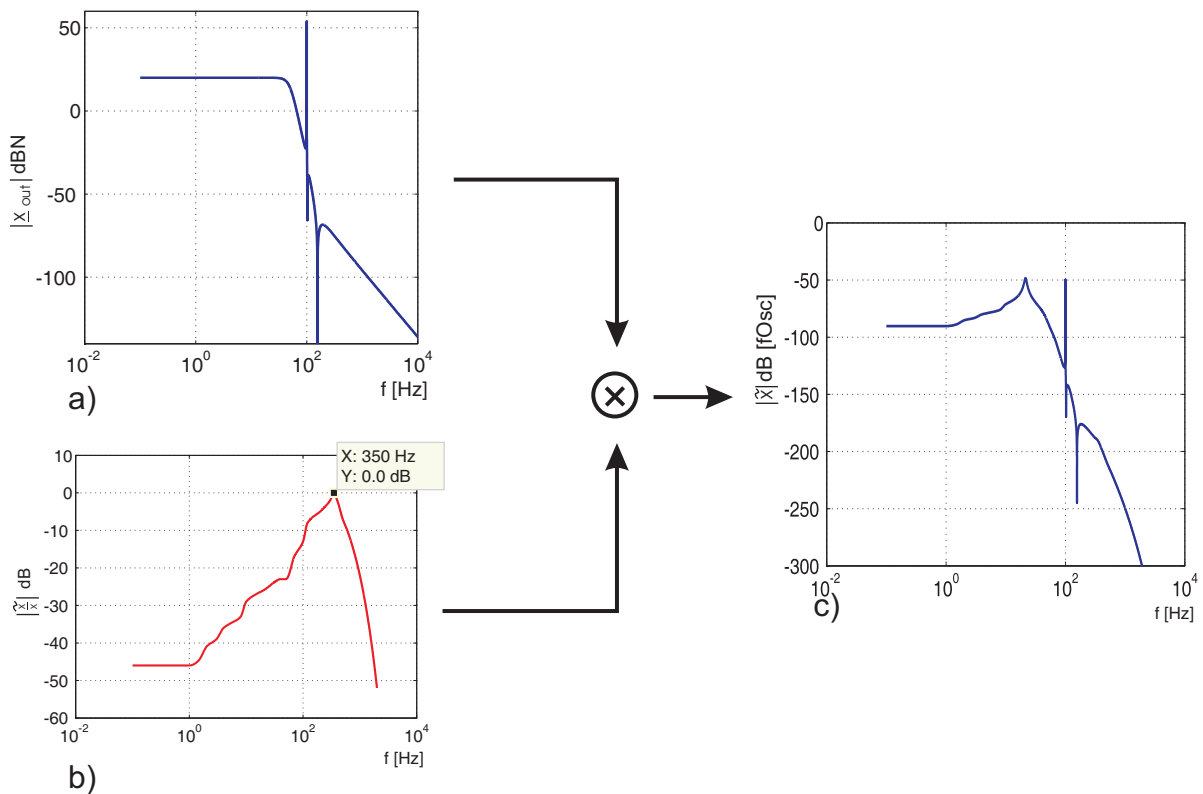
4. Der Verlauf der Wahrnehmungskurve ist zeitinvariant. Zwar wäre entsprechend Abschnitt 5.2.2 die Berücksichtigung der durch GESCHIEDER gemessenen [44],[42] zeitlichen Abhängigkeit problemlos durch Faltung im Zeitbereich möglich, es ist jedoch sinnvoller, von einer Interaktion zwischen Nutzer und Display mit einer Dauer von  $t > 1$  s auszugehen, was den Effekt der zeitlichen Abhängigkeit vernachlässigbar macht.
5. Die Interaktion findet bei Raumtemperatur statt. Dies entspricht der vorwiegenden der Anwendung, ist aber explizit zu erwähnen, da die vibrotaktile Wahrnehmung nachgewiesen temperaturabhängig ist. Dieser Einfluss wurde jedoch noch nicht hinreichend untersucht.

Weiterhin wurden für den in dieser Arbeit verwendeten Verlauf der  $FIP(\omega)$  zusätzlich folgende Annahmen getroffen:

1. Die Wahrnehmungskurve ist am Punkt der maximalen Wahrnehmung (hier bei 350 Hz) auf 1 normiert.
2. Die minimale Wahrnehmungsschwelle von Vibrationen liegt bei -138 dB(fOsc). Dieser Wert ergibt sich durch die auf 1 m bezogene minimale Amplitudenauflösung des Menschen von ca. 100 nm bei einer Frequenz von 350 Hz. Dies ergibt, dass 0 dB einer Schwingungsamplitude von 1 m bei der maximalen Empfindlichkeit von 350 Hz und -18 dB bezogen auf 1  $\mu$ m entsprechen.
3. Die Fläche der Interaktion ist größer als 1 cm<sup>2</sup>, da eine Abhängigkeit der Wahrnehmung von der Fläche [40] vorliegt und hier kinästhetische Displays untersucht werden.

### **Erläuterung zum Verständnis der haptischen Wahrnehmungskurve**

Die Anwendung der haptische Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$  (Abb. 5.17) lässt sich am Besten in Analogie zu einem technischen Filter sehen, der eine Auslenkung derart modifiziert, dass das Ausgangssignal proportional der haptischen Wahrnehmung ist. Dementsprechend kann die Betrachtung im Zeitbereich durch Faltung des Signals mit der haptischen Wahrnehmungskurve erfolgen, oder die Betrachtung findet ausschließlich im Frequenzbereich durch Multiplikation der Frequenzgänge entsprechend Abbildung 5.18 statt. Hier wird die durch ein haptisches Display in einer gegebenen Lastsituation maximal erzeugbare frequenzabhängige Auslenkung  $x_{\text{out}}$  (Abb. 5.18a) durch die Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$  (Abb. 5.18b) modifiziert (sie werden multipliziert oder im logarithmischen Maßstab addiert). Resultat ist eine bewertete frequenzabhängige Auslenkung  $\tilde{x}$ , an der charakteristische Kennwerte des haptischen Displays identifiziert werden können.



**Abb. 5.18:** Berechnung der physiologischen Wahrnehmung einer physikalischen Größe durch deren Bewertung mit der *FIP*

a) frequenzabhängige Auslenkung als physikalische Größe

b) Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$

c) physiologische Wahrnehmungskurve der Auslenkung.

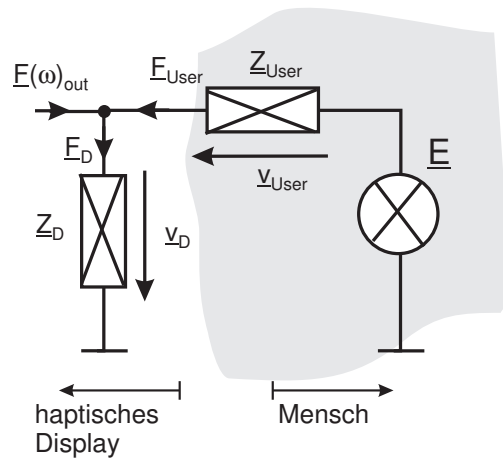
### Anwendung der *FIP* zur Charakterisierung haptischer Systeme

Basierend auf dem oben genannten Verfahren lassen sich bezüglich eines haptischen Systems eine Vielzahl von charakteristischen Aussagen treffen. Im Folgenden gilt die Terminologie aus Tabelle 5.2 und die Systemvorstellung entsprechend Abbildung 5.19.

**Tabelle 5.2:** Relevante Größen der Methode *ForceImpression*

BEZEICHNUNG	ERLÄUTERUNG
$FIP(\omega)$	Vibrotaktile Wahrnehmungskurve
$\underline{x}_D$ bzw. $\underline{v}_D$	Auslenkung bzw. Geschwindigkeit am Display
$\underline{F}_D$	Kraft, die im Leerlauf am haptischen Display wirkt
$\underline{Z}_D$	Impedanz des haptischen Displays
$\underline{F}(\omega)_{\text{out}}$	frequenzabhängige Ausgabekraft des Displays
$\underline{F}_{\text{User}}$	Kraft, die der Nutzer spürt
$\underline{x}_{\text{User}}$ bzw. $\underline{v}_{\text{User}}$	Auslenkung bzw. Geschwindigkeit die der Nutzer erfährt
$\underline{v}_{\text{max}}$	maximale Bewegungsgeschwindigkeit des Displays entsprechend den Anforderungen
$\underline{Z}_{\text{User}}$	Impedanz des Nutzers entsprechend Abschnitt 5.1
$\tilde{K}_{\text{JND}} = -138 \text{ dB[fOsc]}$	Wahrnehmungsschwelle in <i>felt-Oscillations</i>
$\tilde{K}_\omega$	Abbildung einer frequenzabhängigen Kurve im Wahrnehmungsbereich in <i>felt-Oscillations</i>

**Ableitung der Berechnungsvorschriften** Die Systemvorstellung (Abb. 5.19) nimmt den Nutzer als nicht näher definierten Zweipol  $\underline{E}$  an. Durch Impedanzmessungen entsprechend Abschnitt 5.1 ist die mittlere Leerlaufimpedanz  $\underline{Z}_{\text{User}}$  bekannt. Das haptische Display wird vereinfacht als Kraftquelle mit der frequenzabhängigen Kraftausgabe  $\underline{F}(\omega)_{\text{out}}$  und der internen Display-Impedanz  $\underline{Z}_D$  angenommen. Die Betrachtung ist unabhängig davon, ob  $\underline{F}(\omega)_{\text{out}}$  geregelt oder gesteuert wird (Admittanz- oder Impedanzgeregeltes Display). Dies unterscheidet



**Abb. 5.19:** Systemvorstellung für *FIP*- Methodenanalyse .

sich lediglich in der Wahl von  $Z_D$ . Die folgenden Herleitungen beinhalten zwar die Phaseninformation, da  $FIP(\omega)$  jedoch nicht als komplexe Größe vorliegt, schließt jede Berechnung mit der reinen Betragsbetrachtung. Der wahrgenommene haptische Eindruck wird durch das komplexe Symbol  $\tilde{K}$  (mit  $\tilde{K} = |\tilde{K}|$ ) in der Einheit fOsc beschrieben.

Um aus den mechanischen Schaltbildern konzentrierter Bauelemente (Abb. 5.19) den wahrgenommenen haptischen Eindruck  $\tilde{K}$  der Kraft  $F_{out}$  zu berechnen, muss die Übertragungsfunktion der Wahrnehmung  $FIP(p) = \frac{\tilde{K}}{x}$  auf Geschwindigkeiten durch  $\underline{x}_{User} = \frac{v_{User}}{p}$  erweitert werden. Es ergibt sich

$$\underline{v}_{User} = \frac{p \cdot \tilde{K}}{FIP(p)} \quad (5.11)$$

als Geschwindigkeits-bezogene Grundgleichung der FIP. Im Folgenden gilt es, die in der Systemvorstellung vorhandenen Impedanzen über

$$\begin{aligned} \underline{F}_{User} &= \underline{v}_{User} \cdot \underline{Z}_{User} \\ \underline{F}_D &= \underline{v}_D \cdot \underline{Z}_D \end{aligned}$$

zu berücksichtigen. Aus der Kräftebilanz

$$\underline{F}_D = \underline{F}_{Out} + \underline{F}_{User}$$

am Knoten zeigt sich für die Nutzergeschwindigkeit

$$\underline{v}_{User} = \frac{\underline{F}_D - \underline{F}_{out}}{\underline{Z}_{User}}.$$

Mit Gl. (5.11) erhält man schließlich

$$\frac{p \cdot \tilde{K}}{FIP(p)} = \frac{\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_D - \underline{F}_{out}}{\underline{Z}_{User}},$$

aus der sich folgende Grundgleichung der Umrechnung zur Schwingungswahrnehmung ableiten lässt:

$$\begin{aligned} \Rightarrow \tilde{K} &= \frac{\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_D - \underline{F}_{out}}{p \cdot \underline{Z}_{User}} FIP(p) \\ \tilde{K} &= \left| \frac{\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_D - \underline{F}_{out}}{p \cdot \underline{Z}_{User}} \right| FIP(\omega) \end{aligned} \quad (5.12)$$

**Betrachtung wichtiger Fälle** Um die Qualität eines haptischen Displays zu charakterisieren, ist insbesondere die Betrachtung zweier Grenzfälle relevant: Freiraumbewegung und Erzeugung maximaler Kraft.

**Freiraumbewegung** Ziel ist es, den wahrgenommenen haptischen Eindruck bei Freiraumbewegungen als Kurve im Wahrnehmungsraum  $\tilde{K}_{fric}$  anzugeben. Für die Gl. (5.12) können daher folgende Annahmen getroffen werden:

- Für  $\underline{v}_D = \underline{v}_{max}$  entsprechend den Vorgaben zum Entwurf des Displays. Es ist zu beachten, dass diese Betrachtung nur für Frequenzen im Bewegungsspektrum des Menschen gilt, i.d.R. also für kleiner  $\approx 10$  Hz.
- $\underline{F}(\omega)_{out} = 0$ , da das haptische Display seinerseits in der Freiraumbewegung keine Kraft erzeugt.

Daraus folgt für die Freiraumbewegung nach Gl. (5.12):

$$\tilde{K}_{fric} = \left| \frac{\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_{max}}{p \cdot \underline{Z}_{User}} \right| FIP(\omega) \quad (5.13)$$

**Maximale Kraft** Ziel ist es, den maximal durch das haptische Display aktiv erzeugbaren haptischen Eindruck als Kurve im Wahrnehmungsraum  $\tilde{K}_{max}$  anzugeben. Für die Gl. (5.12) können daher folgende Annahmen getroffen werden:

- Für  $\underline{v}_D = \underline{v}_{max}$  entsprechend den Vorgaben zum Entwurf des Displays. Dies ist eine Worst-case Annahme, da so von der erzeugten Kraft  $\underline{F}(\omega)_{out}$  lediglich ein geringer Anteil zur

Erzeugung eines haptischen Eindrucks beiträgt. Es ist zu beachten, dass diese Betrachtung nur für Frequenzen im Bewegungsspektrum des Menschen gilt, i.d.R. also für kleiner  $\approx 10$  Hz.

- $\underline{F}(\omega)_{\text{out}} = \underline{F}(\omega)_{\text{max}}$ , da das haptische Display die maximal mögliche Kraft erzeugt.

Daraus folgt für die Betrachtung der maximalen Kraft nach Gl. (5.12):

$$\tilde{K}_{\text{max}} = \left| \frac{\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_{\text{max}} - \underline{F}_{\text{max}}}{p \cdot \underline{Z}_{\text{User}}} \right| FIP(\omega) \quad (5.14)$$

Die Wahrnehmungskurve der maximal erzeugbaren Kraft  $\tilde{K}_{\text{max}}$  ist also nichts anderes, als die Ausgangskraft des Systems im statischen Zustand ( $\underline{F}_{\text{max}}$ ) weniger der internen Reibung des Displays ( $\underline{Z}_D \cdot \underline{v}_{\text{max}}$ ) über die Nutzerimpedanz umgerechnet in eine Auslenkung  $\frac{1}{\underline{Z}_{\text{User}}}$ , davon das Integral  $\frac{1}{p}$  und der Betrag bewertet durch die Wahrnehmungskurve  $FIP(\omega)$ . Die Gleichung ist plausibel.

### **Kenngrößenidentifikation mit Hilfe der *FIP***

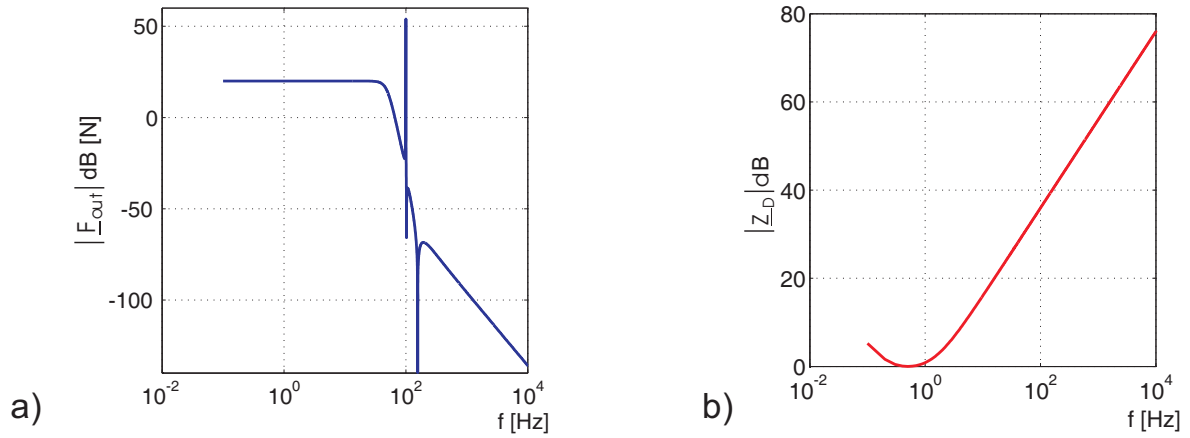
An einem Beispiel werden relevante Kenngrößen haptischer Systeme auf Basis der Methode der FIP identifiziert. Für die Beispielrechnung werden die Gleichungen (5.13) und (5.14) aus dem vorhergehenden Kapitel genutzt. Weiterhin wird eine Impedanz  $\underline{Z}_D$  des haptischen Displays nach Gl. (5.15) sowie eine maximale Abgabeleistung der Kraft  $\underline{F}_{\text{out}}$  mit Grenzfrequenz 50 Hz für 10 N Sinus-Amplitude angenommen (Abb. 5.20 a und b und Gl. (5.15)). Weiterhin beinhaltet die ausgegebene Kraft einen Quantisierungsspeak, wie er durch eine zeitdiskrete Kraftausgabe entsteht<sup>3</sup>.

$$m = 100 \text{ g}; k = 1 \text{ N/m}; d = 1 \text{ Ns/m}$$
$$\underline{Z}_D = p \cdot m + \frac{k}{p} + d \quad (5.15)$$

---

<sup>3</sup>Wenn, wie hier, zeitdiskrete Systeme durch lineare Systemanalyse untersucht werden muss der Effekt der Zeit- und Amplitudenquantisierung betrachtet werden. Ein verbreitetes Verfahren ist es, zu dem kontinuierlichen Signal ein rechteckiges Störsignal zu addieren. Das Störsignal hat die Amplitude der Quantisierung und die Frequenz des Sample-and-hold Gliedes. Im Frequenzbereich resultiert diese Näherung in einen Peak bei der Quantisierungsfrequenz, sowie den ungeraden Vielfachen davon mit abnehmender Amplitude. Dieser erste Peak ist für die haptische Analyse relevant, da er die erste Harmonische des Störspektrums ist und am Stärksten wahrgenommen wird. Diese erste Harmonische ist in den Frequenzdiagrammen dargestellt.





**Abb. 5.20:** Eigenschaften des Beispielsystem:

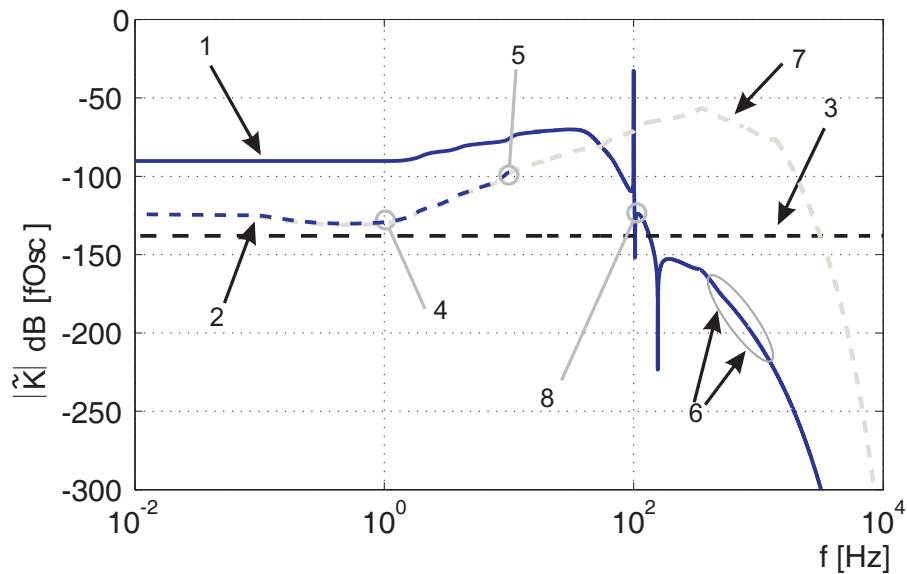
a) Maximale Ausgabekraft  $|F_{out}|$ , b) interne Impedanz des Displays  $|Z_D|$ .

$$f_0 = 50 \text{ Hz}; \hat{F} = 10 \text{ N}$$

$$\underline{F}_{out} = \hat{F} \frac{1}{\frac{p}{2 \cdot \pi \cdot f_0}^8 + 1} \quad (5.16)$$

Abbildung 5.21 zeigt für das angenommene Beispielsystem die Plots der Freiraumbewegung (2) und der maximalen Ausgabekraft (1) im Frequenzbereich 0.01 Hz bis 10 kHz. Die markierten Stellen werden im Folgenden erläutert:

1. Wahrnehmungskurve der Maximalkraft in Felt-Oscillations [fOsc].
2. Wahrnehmungskurve der Display-Impedanz im Leerlauf unter  $v_{\max}$ .
3. Wahrnehmungsschwellwert bei -138 dB fOsc. Es wird ersichtlich, dass selbst im Leerlauf das gegebene Beispiel keine ideale Freiraumbewegung ermöglicht. Der Wahrnehmungsschwellwert wird über den gesamten Frequenzbereich überschritten.
4. Knickstelle bei  $\approx 1$  Hz, ab dem die Schwingungswahrnehmung gegenüber den niedrigen Frequenzen zunimmt.
5. Ende der bezüglich der Display-Impedanz betrachteten Wahrnehmungskurve im Leerlauf durch nutzerinduzierte Bewegungen kleiner 10 Hz.

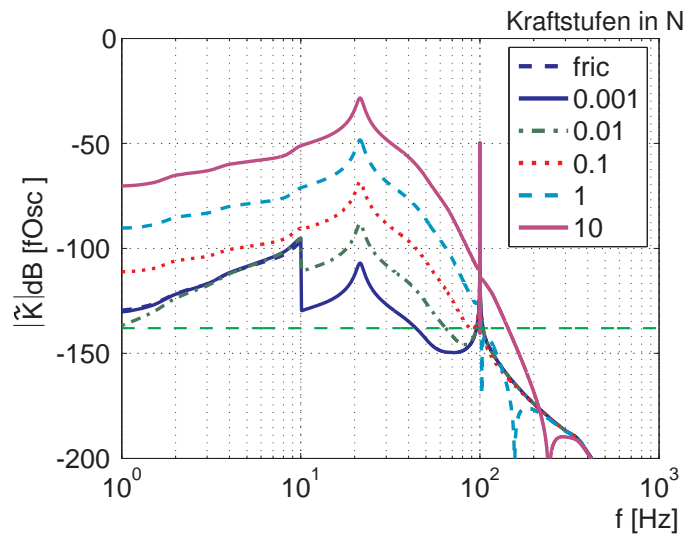


**Abb. 5.21:** Extremwerte der Wahrnehmung des Beispielsystems.

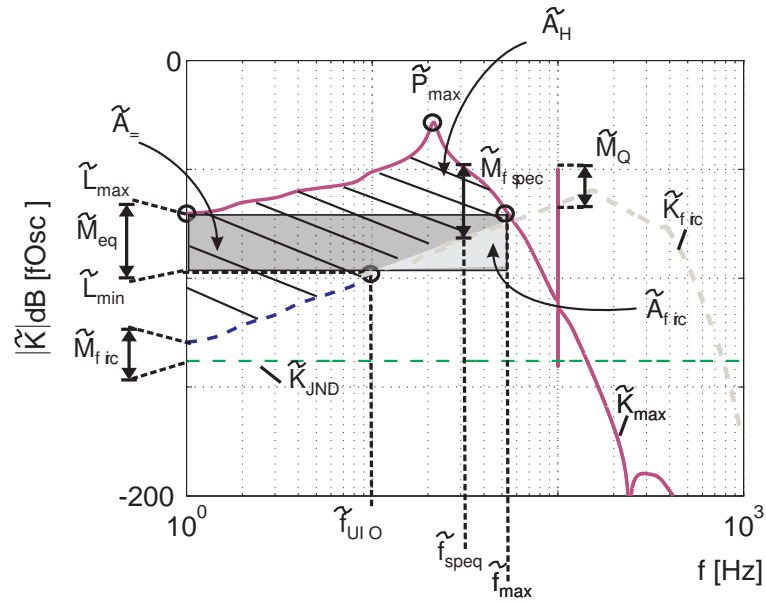
6. Überhöhung der Wahrnehmungskurve der Maximalkraft im Bereich 350 Hz durch Maximum der *FIP*.
7. Nicht betrachtete Wahrnehmungskurve durch nutzerinduzierte Bewegungen größer 10 Hz, das hier zur Verdeutlichung das Maximum der *FIP* bei 350 Hz wiedergibt. Man beachte, dass im Falle von Systemen mit hoher mechanischer Impedanz die Betrachtung dieses Frequenzbereiches im kraftgeregelten Leerlauf relevant sein kann.
8. Peak der in diesem Beispiel angenommenen Kraftdiskretisierung mit 100 Hz bei einem Quantisierungsfehler von 1 N.

Abbildung 5.22 zeigt dasselbe System zwischen 1 Hz und 1 kHz und Darstellung der Kurvenschar zwischen 1 mN und 10 N. Sie zeigt deutlich, wie die Wahrnehmungskurve der Display-Impedanz im Leerlauf innerhalb des Frequenzbereiches nutzerinduzierter Bewegungen bei kleinen Kräften die Darstellung beeinflusst. Im gegebenen Beispiel ist erst ab 100 mN Kraftausgabe der Einfluss der Reibung vernachlässigbar.

Durch die Anwendung der *FIP*-Methode lassen sich eine Reihe von Kenngrößen (Tab. 5.3) des betrachteten haptischen Displays ableiten (Abb. 5.23). Die Kenngrößen sind aktuell graphisch ermittelbar und numerisch berechenbar, nicht aber analytisch bestimmbar, da die  $FIP(\omega)$  beim aktuellen Stand der Arbeiten lediglich tabelliert vorliegt.



**Abb. 5.22:** Auszug der Wahrnehmung des Beispielsystems.



**Abb. 5.23:** Vorgeschlagene Kenngrößen zur Charakterisierung haptischer Displays nach der Methode der FIP.

**Tabelle 5.3:** Kenngrößen zur Charakterisierung haptischer Displays

Maximale Frequenz der nutzerinduzierten Bewegungen:	$\tilde{f}_{osc}$
Quantisierungsfrequenz:	$\tilde{f}_Q$
obere Frequenz der Spezifikationen:	$\tilde{f}_{spec}$
maximale nutzbare Frequenz:	$\tilde{f}_{max}$ wo gilt $\tilde{K}_{max} = \tilde{K}_{fric}$
Punkt maximaler Wahrnehmung:	$\tilde{P}_{max} = \max(\tilde{K}_{max})$ für $f \leq \tilde{f}_{max}$
Höhe der maximalen Gleichwahrnehmung:	$\tilde{L}_{max} = \min(\tilde{K}_{max})$ für $f \leq \tilde{f}_{max}$
Höhe der minimalen Gleichwahrnehmung:	$\tilde{L}_{min} = \max(\tilde{K}_{fric})$ für $f \leq \tilde{f}_{UIO}$
Höhe der Gleichwahrnehmung:	$\tilde{M}_{eq} = \tilde{L}_{max} - \tilde{L}_{min}$
Fläche der Gleichwahrnehmung:	$\tilde{A}_= = \frac{\tilde{M}_{eq}}{\tilde{f}_{max}}$
Wahrnehmungsreserve an der Spezifikationsfrequenz:	$\tilde{M}_{f_{spec}} = \tilde{K}(\tilde{f}_{spec})_{max} - \tilde{K}(\tilde{f}_{spec})_{fric}$
Wahrnehmungsreserve an der Quantisierungsfrequenz:	$\tilde{M}_Q = \tilde{K}(\tilde{f}_Q)_{max} - \tilde{K}(\tilde{f}_Q)_{fric}$
Wahrnehmungsreserve zur nutzerinduzierten Reibung:	$\tilde{M}_{fric} = \tilde{K}_{JND} - \min(\tilde{K}_{fric})$ $= -138 \text{ dB}[f_{osc}] - \min(\tilde{K}_{fric})$
Fläche haptischer Leistung:	$\tilde{A}_H = \int_0^{\tilde{f}_{max}} \tilde{K}_{max} df - \int_0^{\tilde{f}_{max}} \tilde{K}_{fric} df$
Fläche haptischer Reibungsverluste:	$\tilde{A}_{fric} = \int_{\tilde{f}_{UIO}}^{\tilde{f}_{max}} \tilde{K}_{fric} df - [(\tilde{f}_{max} - \tilde{f}_{min}) \cdot \tilde{M}_{eq}]$

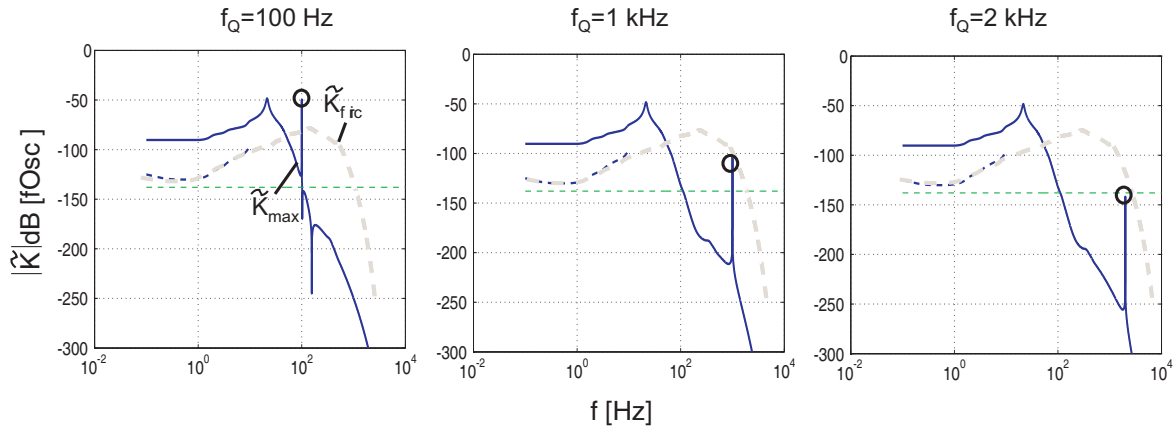
### 5.2.5 Anwendung der *FIP* auf ausgewählte Beispiele

Die Anwendung der *FIP* wird im Folgenden anhand einiger ausgewählter Problemstellungen diskutiert, wie sie auch in der Literatur zu finden sind.

#### Einfluss des Quantisierungseffekts

Generell wird in der Literatur [54],[21] darauf verwiesen, dass eine Abtastung der Position bzw. Messung der Kraft und entsprechende Korrektur der Stellgröße mit Frequenzen oberhalb von 10 kHz erfolgen sollte. Es gibt aber immer wieder Ausnahmen von dieser Regel

(z.B. [72]), bei denen auch mit niedrigeren Frequenzen ( $\approx 100$  Hz) überzeugende Ergebnisse erzielt wurden. Das aus dem vorhergehenden Rechenbeispiel bekannte System wird im Folgenden bewertet, so dass es mit einer Frequenz von 100 Hz, 1 kHz bzw. 2 kHz angesteuert wird. Entsprechend Abbildung 5.24 ergeben sich drei typische Verläufe für  $\tilde{K}(\omega)$  mit Quantisierungspeak.



**Abb. 5.24:** Lage des Quantisierungspeaks von  $\tilde{K}(\omega)$  bei Abtastung mit 100 Hz, 1 kHz bzw. 2 kHz.

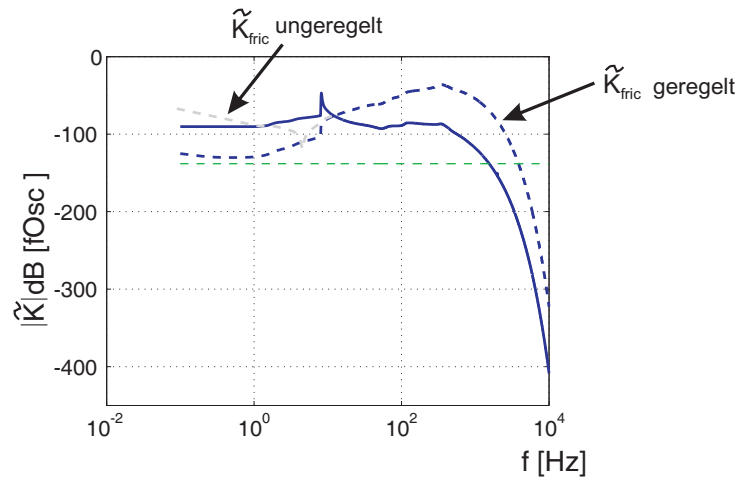
1. Bei 100 Hz liegt der Quantisierungspeak im Frequenzbereich deutlich im Wahrnehmungsbereich des Menschen und oberhalb der Reibung  $\tilde{K}_{fric}$  des haptischen Systems.
2. Bei 1 kHz liegt der Quantisierungspeak im Frequenzbereich zwar immer noch im Wahrnehmungsbereich des Menschen, aber unterhalb der Reibung des haptischen Systems. Es entstehen somit keine Vibrationen. Die Quantisierung ist nur in Ausnahmefällen spürbar.
3. Bei 2 kHz liegt der Quantisierungspeak sogar unterhalb von  $\tilde{K}_{JND}$  und somit vollständig außerhalb der Wahrnehmung.

Insbesondere der zweite Fall kann bei reibungsbehafteten oder mit relativ zur Auflösung der Quantisierung großen Massen versehenen haptischen Systemen häufig auftreten, so dass dort keine Quantisierungs-Vibrationen durch niedrigere Frequenzen spürbar sind.

### Admittanzgeregelter Displays

Admittanzgeregelter Displays sind Systeme, die eine Kraftmessung beinhalten und die Position/Geschwindigkeit des Displays entsprechend dieser Messgröße einstellen. Generelle Kenn-

daten solcher Systeme sind ein niedriger Arbeitsfrequenzbereich bei hohen Kräften. Die Kraftausgabe solcher Systeme kann in Form eines zweigeteilten Amplitudenganges modelliert werden, wobei bis zu einer Grenzfrequenz eine Regelung der Admittanz stattfindet, darüberhinaus aber die Systemimpedanz wirkt (Abb. 5.25).

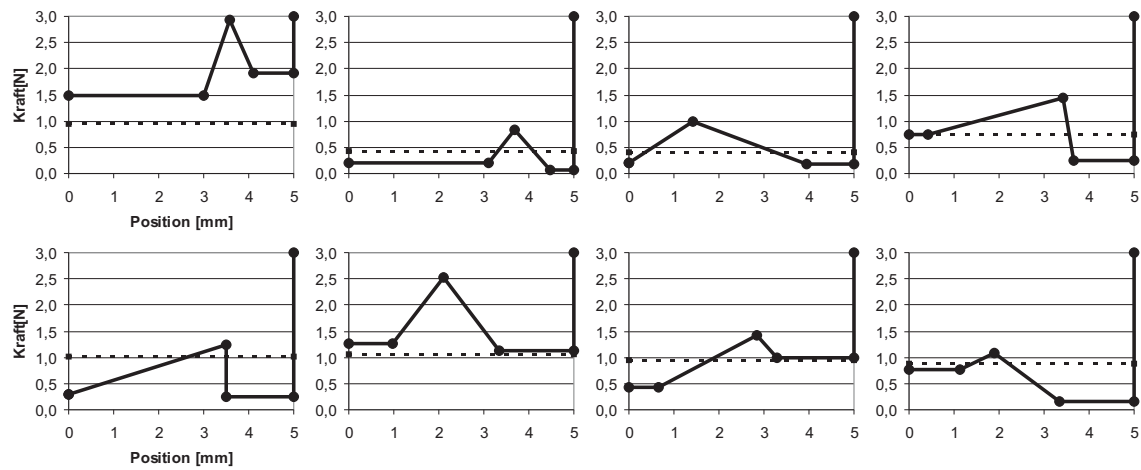


**Abb. 5.25:** Admittanzgeregeltes Display mit  $\tilde{K}_{\text{fric}}$  geregelt und ungeregelt.

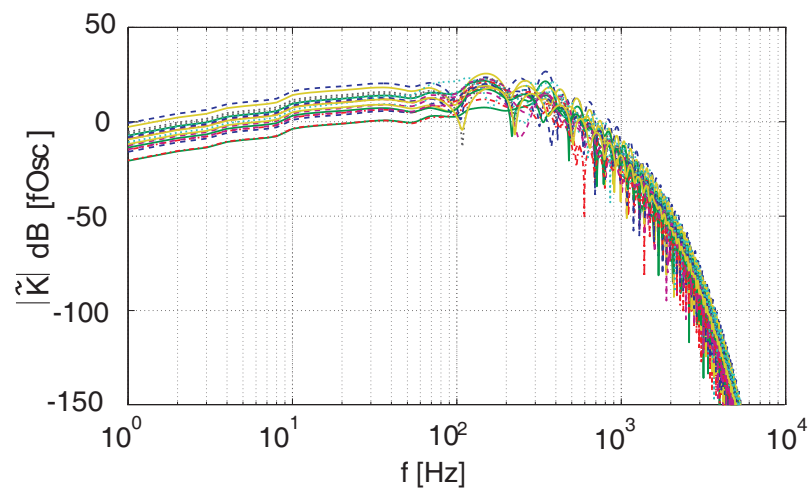
Man erkennt deutlich, dass durch eine Regelung die Impedanz des haptischen Systems für niedrige Frequenzen herabgesetzt wird wodurch eine positive Fläche  $\tilde{A}_H$  überhaupt erst möglich ist.

### Qualität der Wahrnehmung der Betätigung passiver Taster

Bezüglich der Analyse passiver Taster wurde im Rahmen der Arbeit von DOERRER [30] festgestellt, dass aus dem Kraft-Weg-Verlauf der von unterschiedlichen Probanden als gut empfundenen Schalteindrücke keine verallgemeinerbaren Entwurfskriterien abgeleitet werden können. In Abbildung 5.26 sind aus dieser Arbeit exemplarisch die Kraft-Weg-Kennlinien von acht der 20 Probanden angegeben. Transferiert man diese Kennlinien unter einer angenommenen Bewegungsgeschwindigkeit von  $1 \frac{m}{s}$  in den Frequenzbereich und wendet die Methode der *FIP* darauf an, so wird ersichtlich, dass das Frequenzspektrum der Kurven nur eine geringe Streuung aufweist (Abb. 5.27). Analysiert man die Standardabweichung des Punktes maximaler Wahrnehmung  $\tilde{P}_{\text{max}}$  so fällt auf, dass dieser Kennwert lediglich um 3,6 dB streut. Dies lässt erkennen, dass durch die Frequenzbetrachtung und die Methode der *FIP* eine Gemeinsamkeit von im Zeitbereich voneinander stark unterschiedlichen Funktionen identifiziert werden kann.



**Abb. 5.26:** Acht aus 20 als "gut" empfundene Kraft-Weg-Kennlinien von Tastern [30].



**Abb. 5.27:** FFT und mit *FIP* bewerteter Frequenzplot der Kraft-Weg-Kennlinien aus Abbildung 5.26.

### 5.2.6 Bewertung des Nutzens der *FIP*

Es wurde durch die *FIP* eine Methode geschaffen, die unabhängig vom Typ des haptischen Systems an der Betrachtung der nutzergewichteten Frequenzgänge eine quantifizierbare Vergleichbarkeit ermöglicht. Dies bezieht sich explizit nicht nur auf aktive Systeme, wie sie in Simulatoren zum Einsatz kommen, sondern betrachtet auch passive Systeme zur Erzeugung haptischer Wahrnehmung, wie Schalter und Taster, da auch diese eine frequenzabhängige Impedanz aufweisen. Für die Entwicklung des einzelnen Displays ermöglicht diese Methode erstmalig, dass noch in der Entwurfsphase die später erzielte Wahrnehmung beschrieben wird. Die Methode bedingt aber eine Annahme bezüglich der wirkenden Nutzerimpedanz, die je nach Anwendungsfall aufwendig zu ermitteln ist. Welche der oben genannten Kenngrößen sich langfristig am besten für die Charakterisierung haptischer Displays eignen wird und den empfindlichsten Zusammenhang zu subjektiven Nutzeraussagen aufweist, wird die Anwendung der *FIP* im Rahmen der weiteren physiologisch/psychologischen Forschung zeigen. Aus den bisherigen Erfahrungen mit dem Umgang haptischer Displays lassen sich bereits jetzt folgende Thesen formulieren:

- Der Punkt maximaler Wahrnehmung  $\tilde{P}_{\max}$  bildet insbesondere für passive haptische Systeme ein Gütekriterium für die Stärke der Wahrnehmung.
- Die Fläche haptischer Leistung  $\tilde{A}_H$  ist ein Kennwert für die Leistungsfähigkeit aktiver haptischer Displays, da sich die Fläche proportional dem Verhältnis von maximaler Kraft zu Freiraumbewegung erhöht (entspricht der bewerteten *Dynamik* nach Gl. 5.7 auf Seite 95).
- Die maximal nutzbare Frequenz  $\tilde{f}_{\max}$  ist relevant für die Abgrenzung von Displays niedriger mechanischer Impedanz (i.d.R. impedanzgesteuert) von denen hoher mechanischer Impedanz (i.d.R. impedanzgeregelt).
- Die Wahrnehmungsreserve an der Quantisierungsfrequenz  $\tilde{M}_Q$  muss als Entwurfsziel bei jedem Display  $>0$  sein, um zu garantieren, dass die Quantisierung nicht spürbar wird.
- Die Wahrnehmungsreserve zur nutzerinduzierten Reibung  $\tilde{M}_{\text{fric}}$  und das Ziel, mit diesem Kennwert einen Wert von  $>0$  zu sichern ist ein bei jedem Systementwurf haptischer Displays anzustrebendes Ziel. Ein Wert größer 0 entspricht einer unbehinderten Freiraumbewegung.



## 5.3 Integration in den Behandlungsablauf

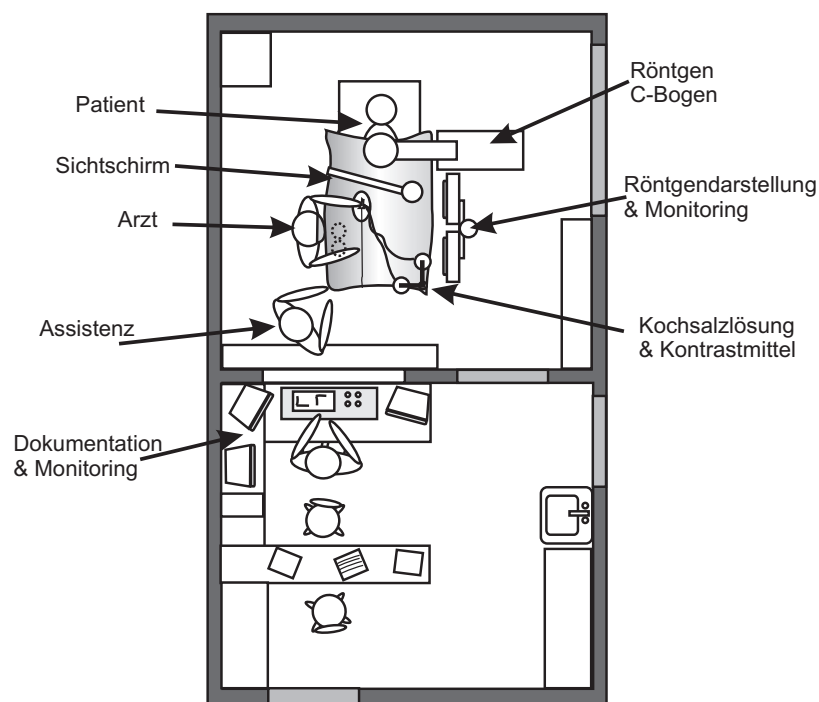
Damit ein beliebiges technisches System in einen bestehenden Ablauf integriert wird bzw. andere ersetzt, muss dieses einen Vorteil aufweisen, der eventuellen Zusatzaufwand durch das technische System als solches kompensiert. Dieser Vorteil muss quantitativ nachweisbar sein, z.B. durch Zeitersparnis bei der Anwendung, geringeres gesundheitliches Risiko für den Patienten oder Kostenersparnis durch Verringerung der benötigten Verbrauchsmaterialien. Ziel sollte es sein, dass am Ende zwei Argumentationsketten bedient werden können. Der Anwender muss überzeugt sein, dass der Mehrwert durch das neuartige technische System ihm oder seinem Arbeitsgegenstand, in der Medizintechnik der Patient, Vorteile bringt. Die Vorteile sind unscharf und können im Rahmen der Einführung einer Technologie auch qualitativ formuliert werden, z.B. unspezifische Vorteile wie Reputation oder Alleinstellungsmerkmal gegenüber Kollegen. In der Phase der Standardisierung der Technologie für eine Gruppe von Anwendungen sind konkrete quantifizierte Größen notwendig. Die zweite Argumentationskette bedient die für die Beschaffung einer Technologie relevanten Einrichtungen. Hier ist der Einfluss der Technologie auf die Kosten einer Behandlung zu formulieren. Generell gilt, dass jedwedes qualitative Argument in Form einer Kostenreduktion ausgedrückt werden kann.

*HapCath* weist den Anspruch auf, als Assistenzsystem in jeglicher Navigation durch Gefäße unterstützend eingesetzt zu werden. Dies erfordert eine vorrausschauend ausgerichtete Strategie bereits beim Systementwurf, die, zusätzlich zum Neuheitswert des zukünftigen Medizintechnik-Produktes, auch Aspekte der Kosten sowie der routinemäßigen Nutzbarkeit im Katheterlabor umfasst. Daher ist es notwendig, bereits in der ersten Phase, die spätere Integration von *HapCath* in den Behandlungsablauf zu berücksichtigen.

### 5.3.1 Einsatz und Umfeld

Der Einsatz findet im Katheterlabor statt (Abb. 5.28). Das Katheterlabor besteht aus zwei durch eine Bleiglasscheibe abgetrennte Räume. Im Behandlungsraum befindet sich der Röntgen-C-Bogen, der Patiententisch sowie die für die Diagnostik notwendigen Monitore und sonstige Geräte, z.B. zur EKG Ableitung. Im Vorbereitungsraum ist die Technik zur Aufzeichnung und Dokumentation des Vorganges untergebracht. Weiterhin befinden sich hier die Akten der Patienten sowie die für den reibungslosen Ablauf und Krankenhausbetrieb notwendigen organisatorischen Hilfsmittel. Insbesondere bei kardiovaskulären Katheterisierungen ist es sehr wichtig, die Vitalfunktionen des Patienten zu beobachten. Dies geschieht durch Abnahme des EKG mit einer Rücken- und mehreren Brustelektroden sowie extrakorporaler mediengekoppelter Druckmessung durch den flüssigkeitsgefüllten Katheter. Zur Kontrolle

der Durchleuchtung benutzt der Arzt ein Bedienpaneel am Patiententisch sowie wenigstens zwei Fußschalter. Das Bedienpanel zeichnet sich durch haptisch klar identifizierbare Schalter und Stellglieder aus. Das ist von Bedeutung, da diese i.d.R. durch das Patiententuch abgedeckt sind und durch dieses hindurch bedient werden müssen. Das Patiententuch bedeckt das gesamte Umfeld des Eingriffsbereich. Es ist steril und bildet die Ablage für ausgepackte sterile Katheter, Führungsdrähte oder sonstige Werkzeuge. Neben dem steril abgedeckten Patienten ist der behandelnde Arzt an Händen und Körper ebenfalls steril. Mundschutz ist obligatorisch. Die Assistenz ist in der Regel nicht steril und reicht dem behandelnden Arzt Werkzeuge an. Zwischen Patient und Arzt ist ein Sichtschirm angeordnet. Dieser ermöglicht Blickkontakt zwischen Patient und Arzt, verhindert aber für den Patienten einen Einblick in das Operationsgebiet. Der Sichtschirm dient durch Bleieinlagen ebenso der Schirmung von Röntgenstrahlung. Weiterhin tragen alle Anwesenden am Patiententisch Bleischürzen sowie einen Kehlkopfschutz.



**Abb. 5.28:** Struktur und Aufbau eines Katheterlabors.

Bezüglich der drei für *HapCath* relevanten Komponenten gilt, dass der Kraftsensor vollständig steril und in den Führungsdraht integriert sein muss. Die Kontaktierung des Sensors am extrakorporalen Ende des Drahtes ist aufwendig. Allerdings können bereits vorhandene Lösungen für Drucksensoren als Ausführungsbeispiele genutzt werden. Bezüglich der Gestal-

tung der Aktoreinheit bestehen die höchsten Anforderungen. Deren zweckmäßige Integration in den Behandlungsablauf am Patienten ist für die Akzeptanz von *HapCath* durch den Kardiologen entscheidend. Für eine eventuelle Kontroll- und Steuereinheit ist im Aktionsbereich des behandelnden Arztes hinreichend Raum. Eine Integration am Bedienpult für den C-Bogen ist genauso vorstellbar wie ein weiteres Gerät neben dem Patiententisch. Die wichtigsten Aspekte der Gestaltung sind in Tabelle 5.4 zusammengefasst und nach Priorität in drei Klassen A,B,C gewichtet.

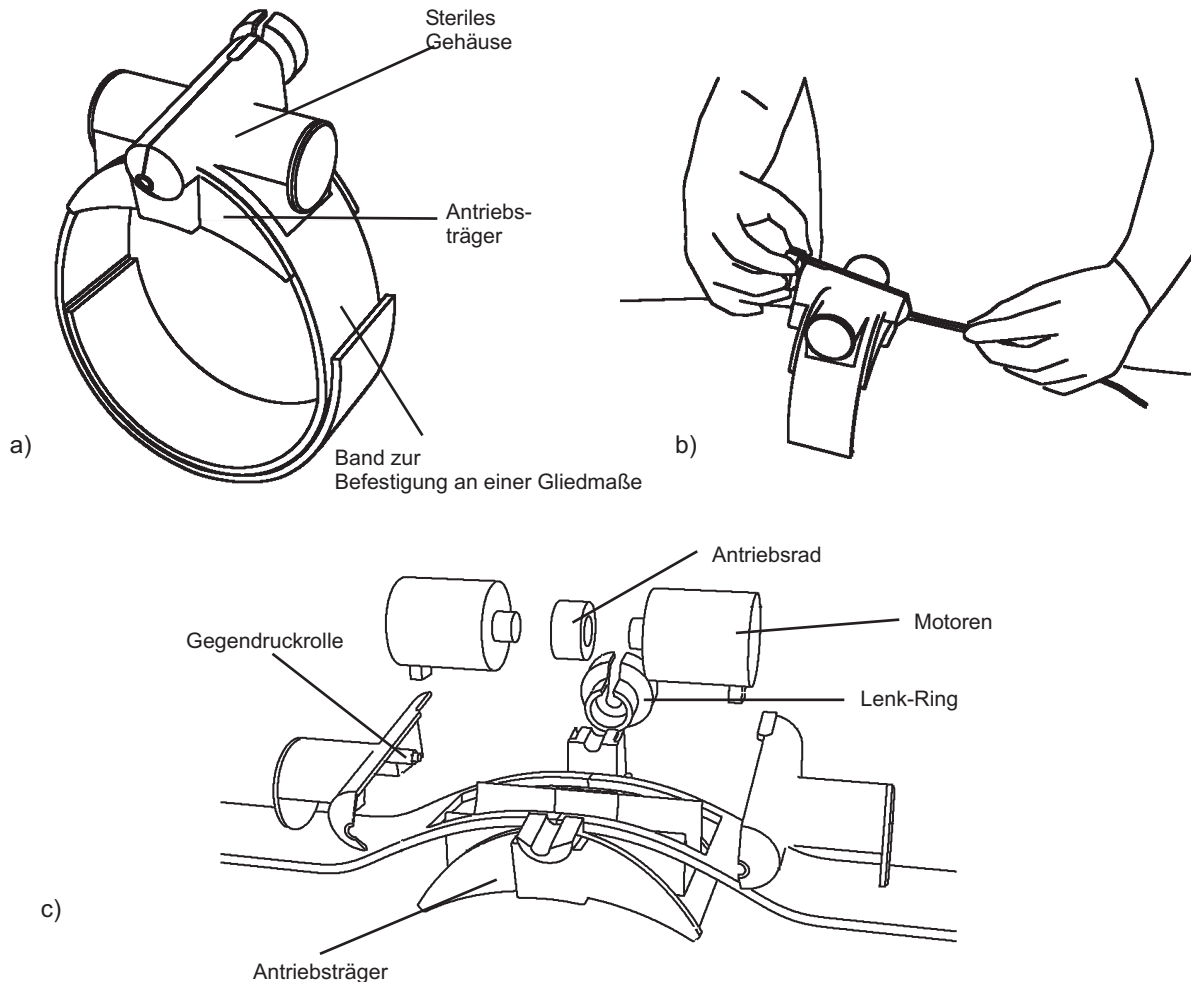
**Tabelle 5.4:** Anforderungen bei der Gestaltung der Aktoreinheit.

CLUSTER	ANFORDERUNG
A	Alle mit dem Führungsdraht in Kontakt stehenden Komponenten müssen steril/sterilisierbar sein.
A	Bedienelemente müssen steril/sterilisierbar sein.
A	Sterilität der Patientenabdeckung muss gewährleistet sein.
A	Aktoreinheit muss selbst erzeugte Kräfte aufnehmen.
A	Kontrastmittel/Blut und sonstige Medien dürfen die Kraftübertragung zwischen Aktoreinheit und Führungsdraht nicht verändern.
B	Geringe Relativbewegungen zwischen Schleuse und Aktoreinheit.
B	Kraftwirkrichtung muss direkt auf die Schleuse gerichtet sein.
B	Einlegen und Entnahme des Führungsdrahtes sollte nur unwesentlich langsamer als bei der konventionellen Methode möglich sein.
B	Aktoreinheit sollte ein möglichst geringes Volumen einnehmen.
C	Die Gestaltung der Aktoreinheit sollte sich optisch in das medizinische Umfeld eingliedern.

### 5.3.2 Design-Konzept der Aktoreinheit

Generell besteht die Möglichkeit, die Aktoreinheit mit dem Tisch oder mit dem Patienten als Referenzsystem zu verbinden. Eine tischfeste Anordnung bedeutet größeren Spielraum bezüglich Sterilität, da ein Kontakt mit dem Patiententuch leicht vermieden werden kann. Allerdings ist die Ausrichtung zur Schleuse und die Vermeidung von Relativbewegungen nur bedingt umsetzbar. Eine patientenfeste Anordnung wurde in [125] ausgearbeitet. Unter der Prämisse, zwei Elektromotoren relevanter Abmessungen anzuordnen und den Abtrieb über eine Reibkopplung zwischen einer Zylinderwalze und dem Führungsdraht zu realisieren, zeichnet sich

die Anordnung durch sterile Oberschalen und einen nicht-sterilen Antriebsträger aus (Abb. 5.29).



**Abb. 5.29:** Designstudie der Aktoreinheit [125]

a) Zusammenbauskizze, b) Bediensituation und c) Explosionszeichnung.

Bezüglich der mit dem Führungsdraht in Kontakt stehenden Elemente werden Einwegkomponenten empfohlen. Dies ist aufgrund des zu erwartenden hohen Verschleiß der Rollen am Führungsdraht, auch aus funktionellen Gesichtspunkten, wünschenswert. Im Bereich der Einführung weist das Konzept Zentrierhilfen auf, die als Einwegartikel geführt werden können. Der bereits heute übliche Handgriff für die Einleitung des Führungsdrahtes wird an der Aktoreinheit als rotatorischer Lenk-Ring integriert. Das System wird an einer Gliedmasse über einen Gurt befestigt. Der Gurt liegt dabei unterhalb des Patiententuchs, das daher eine Aussparung an der Aktoreinheit aufweisen muss. Die Oberseite der Aktoreinheit ist steril und ein Kontakt

mit dem Tuch ist daher unkritisch. Als Erweiterung hat sich im Anwendergespräch herausgestellt, dass zusätzlich zum Konzept eine rotatorische Ausrichtung in senkrechter Richtung notwendig ist, da die Gliedmasse in der Regel nicht in Flucht zur Schleusenrichtung liegen.

Die im Rahmen der Anforderungsermittlung zusammengestellten vollständigen Daten sind in Anhang C zusammengefasst.



## 6 Technische Problemlösungen

In den beiden vorangegangenen Kapiteln wurden die Anforderungen an die Hauptkomponenten von *HapCath* - Sensorik und Aktorik - entsprechend Abbildung 3.2 systematisch abgeleitet und quantifiziert. Die auf Basis dieser Anforderungen abgeleiteten Lösungsansätze und deren Entwurf werden im Folgenden vorgestellt. Ausgehend von einer vertiefenden Systemanalyse von *HapCath* wird der Aktorentwurf durchgeführt. Daran anschließend wird ein Lösungsvorschlag für den Kraftsensor abgeleitet. Abschließend erfolgt die Stabilitätsbetrachtung des über den Kardiologen rückgekoppelten Systems.

### 6.1 Systemanalyse

Wie in Kapitel 3 bereits beschrieben, bestehen mehrere grundsätzliche Methoden mit unterschiedlichen Systemstrukturen zur Steuerung bzw. Regelung haptischer Displays. In diesem Abschnitt wird die für *HapCath* günstigste Struktur ausgewählt und quantifiziert.

#### 6.1.1 Methode der Impedanz-Steuerung

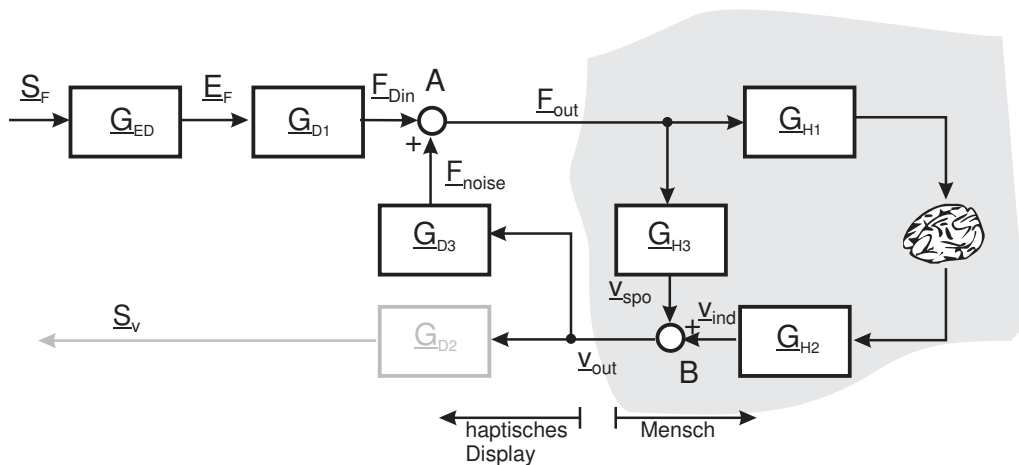
Die Methode der Steuerung der Impedanz basiert auf der Umsetzung eines Kraftsignals  $\underline{S}_F$  über einen Wandler (Aktor) mit der Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{ED}$  und eine Kinematik  $\underline{G}_{D1}$  in eine Ausgangskraft  $\underline{F}_{Din}$  durch ein haptisches Display (Abb. 6.1). Diese Kraft wird überlagert durch die aus den dynamischen Eigenschaften des Displays  $\underline{G}_{D3}$  resultierende Kraft  $\underline{F}_{noise}$ . Die Ausgangskraft wirkt auf den Nutzer, der zwei Arten von Reaktionen zeigt:

- Über die Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{H3}$  findet eine nicht bewusst beeinflussbare Reaktion in Form einer Geschwindigkeitsantwort  $\underline{v}_{spo}$  statt.  $\underline{G}_{H3}$  entspricht der zuvor vorgestellten Nutzerimpedanz.
- Über  $\underline{G}_{H1}$  wird die Kraft wahrgenommen. Dies entspricht der Wahrnehmung entsprechend der *FIP*. Eine bewusste Nutzerreaktion in Form einer induzierten Geschwindigkeit  $\underline{v}_{ind}$  ist die Folge.

Der Vorgang nach  $\underline{G}_{H1}$  und bis  $\underline{v}_{ind}$  ist zeitabhängig und hochgradig nichtlinear. Eine Modellbildung als LTI-System kann daher nicht erfolgen.  $\underline{v}_{ind}$  wird als bandbreitenbegrenzte Störung betrachtet.

Vorteil der gesteuerten Impedanz ist der geringe technische Aufwand beim haptischen Display. Um eine hohe Transparenz der Kräfte zu gewährleisten, muss sichergestellt sein, dass  $\underline{G}_{D3}$  klein ist. Das haptische Display muss also eine niedrige Eigenimpedanz aufweisen.

Haptische Systeme mit gesteuerter Impedanz kommen durch die geringe Komponentenzahl bei einer Vielzahl kommerzieller Displays zum Einsatz. Sie eignen sich insbesondere zur Darstellung niedriger Kraftgradienten und Freiraumbewegungen. Bei der Darstellung harter Kontakte (hohe Kraftgradienten) wird ein hoher Kopplungsfaktor zwischen  $\underline{S}_v$  und  $\underline{S}_F$  benötigt, was zu einer instabilen Rückkopplung führen kann.



**Abb. 6.1:** Blockschaltbild eines haptischen Displays mit der Methode "Steuerung der Impedanz".

### 6.1.2 Methode der Impedanz-Regelung

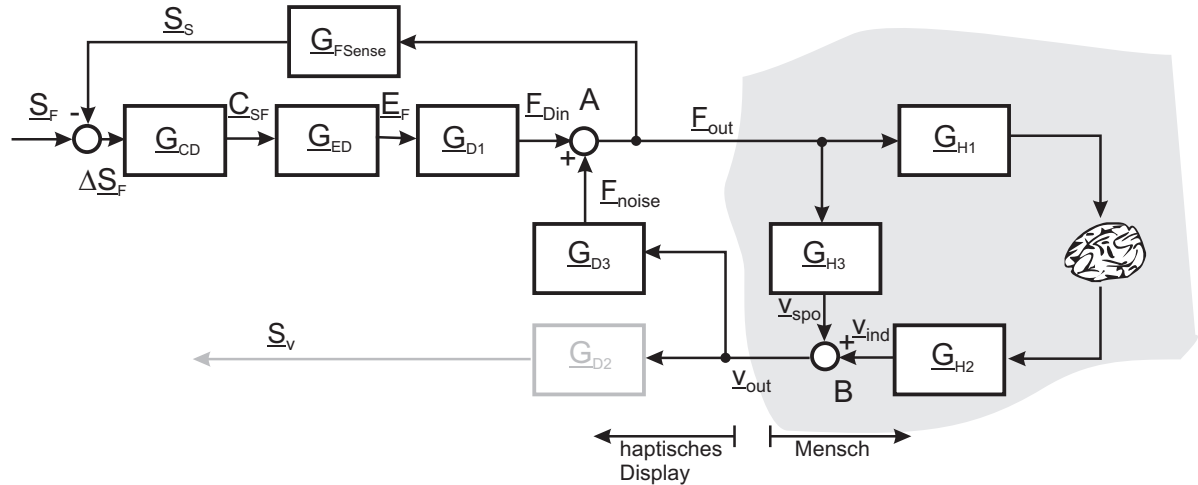
Die Methode der Regelung der Impedanz ergänzt die Impedanzsteuerung um einen Rückkopplungszweig mit Kraftsensor  $\underline{G}_{FSense}$  zwischen Display und Nutzer sowie einen Regler  $\underline{G}_{CD}$  (Abb. 6.2). Vorteil dieser Anordnung ist die Möglichkeit der Kompensation der Störgröße  $\underline{E}_{Noise}$ . Somit kann das haptische Display eine höhere Eigenimpedanz aufweisen.

Haptische Systeme mit geregelter Impedanz kommen für hochwertige Anwendungen, z.B. im Bereich der Medizintechnik zum Einsatz. Die Güte der Kraftdarstellung niedriger Kräfte in einem breiten Frequenzbereich ist durch die Rückkopplung über den Kraftsensor optimal.



Wird außerdem  $\underline{G}_{D3}$  klein gehalten, dann vermittelt das Display auch bei Bewegungsfrequenzen jenseits der Bandbreite der Rückkopplung im Freiraum einen geringe Störgröße  $\underline{F}_{\text{Noise}}$  und somit guten Krafteindruck.

Bezüglich der Stabilitätsprobleme bei der Darstellung hoher Steifigkeiten gelten dieselben Einschränkungen wie bei der Impedanzsteuerung.

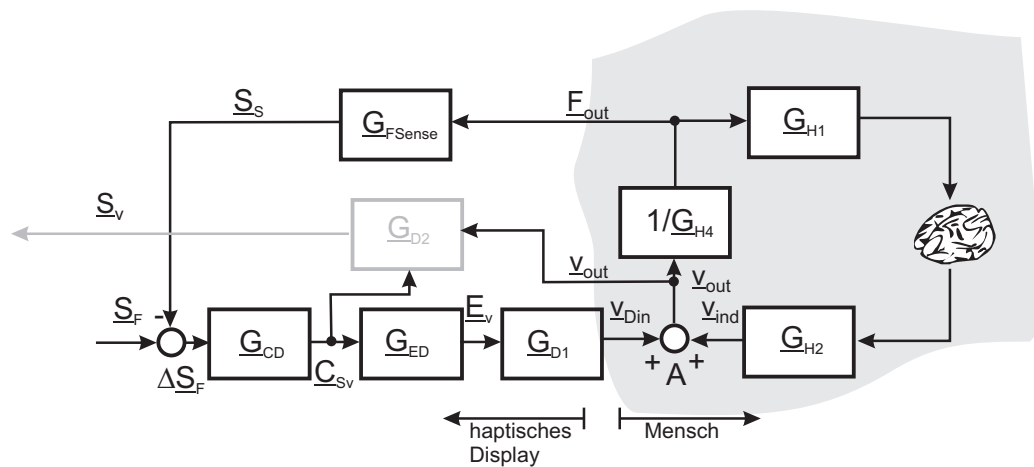


**Abb. 6.2:** Blockschaltbild eines haptischen Displays mit der Methode der "Regelung der Impedanz" .

### 6.1.3 Methode der Admittanz-Regelung

Die Regelung der Admittanz unterscheidet sich grundlegend von den zuvor beschriebenen Verfahren (Abb. 6.3). Ziel ist es, eine definierte Kraft  $\underline{F}_{\text{out}}$  zu erzeugen. Die Regelabweichung  $\Delta \underline{S}_F$  wirkt auf eine Steuerkette mit der Ausgangsgröße Geschwindigkeit  $\underline{v}_{\text{Din}}$ . Zu dieser Geschwindigkeit addiert sich die vom Nutzer induzierte Geschwindigkeit  $\underline{v}_{\text{ind}}$ . Über die Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{H4}$  resultiert die Bewegung mit der Kraft  $\underline{F}_{\text{out}}$ , die über eine Kraftsensorik  $\underline{F}_{\text{Sense}}$  zwischen Display und Nutzer erfasst wird. Die Positionsinformation kann an unterschiedlichen Stellen ermittelt werden: Entweder über einen expliziten Wegsensor oder als Signal in der Steuerkette.

Haptische Systeme mit geregelter Admittanz schließen in die Steuerkette die variable Nutzerimpedanz ein. Dies ist problematisch, da die Nutzerimpedanz nicht als konstant angenommen werden kann. Entsprechend robust muss der Regler  $\underline{G}_{\text{CD}}$  ausgelegt sein. Die Displays sind praxisrelevant, da sie hohe Steifigkeiten mit einem niedrigen Kopplungsfaktor zwischen  $\underline{S}_F$  und  $\underline{v}_{\text{Din}}$  stabil darstellen können. Freiraumbewegungen sind dagegen tendentiell instabil.



**Abb. 6.3:** Blockschaltbild eines haptischen Displays mit der Methode der "Regelung der Admittanz" .

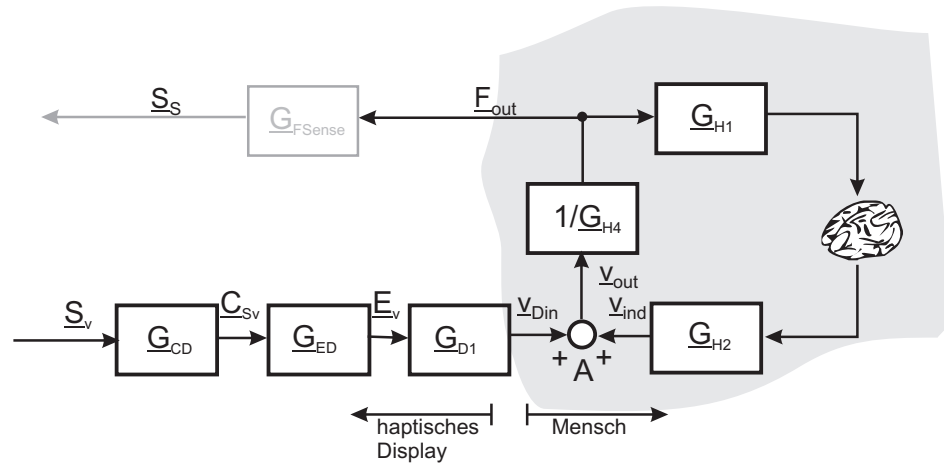
### 6.1.4 Methode der Admittanz-Steuerung

Die Steuerung der Admittanz (Abb. 6.4) ist ähnlich der Regelung der Admittanz, mit dem Unterschied, dass auf eine Rückkopplung der gemessenen Kraft verzichtet wird. Eine gesteuerte Admittanz ohne Kraftmessung ist eine Positioniereinheit. Positioniereinheiten werden üblicherweise nicht als haptische Displays bezeichnet. Im Falle von Systemen, in denen der Mensch als Ganzes integriert ist (z.B. Flugsimulatoren) und nur eine innerhalb der Steuerung zu berücksichtigende Masse darstellt, sind reine Admittanzsteuerungen auf Basis eines Modells, das zu erreichenden Beschleunigungen realisiert. Für den Fall, dass auf eine unbekannte Last definiert Kräfte aufgebracht werden müssen, ist die Rückführung der Kräfte unumgänglich. Der Kreis wird in diesem Fall außerhalb des haptischen Displays, z.B. durch eine Simulation geschlossen.

Bezüglich der Vor- und Nachteile gelten die Aussagen der geregelten Impedanz, ergänzt um den Hinweis, dass die Bandbreite durch die externe Rückkopplung sinkt. Durch den Verzicht auf den Kraftsensor im Falle spezieller Simulatoren, wird eine kostengünstige Möglichkeit zum Erzeugen hoher Krafteindrücke geschaffen.

### 6.1.5 HapCath detailliert

Da *HapCath* die Messung einer Kraft vorsieht, ist eine Admittanz-Steuerung mit einer Position oder Geschwindigkeit als Eingangsgröße nicht sinnvoll. Betrachtet man das viskoelastische Verhalten von Adern sowie die zu erwartenden Kräfte, dann ist ein haptisches Display



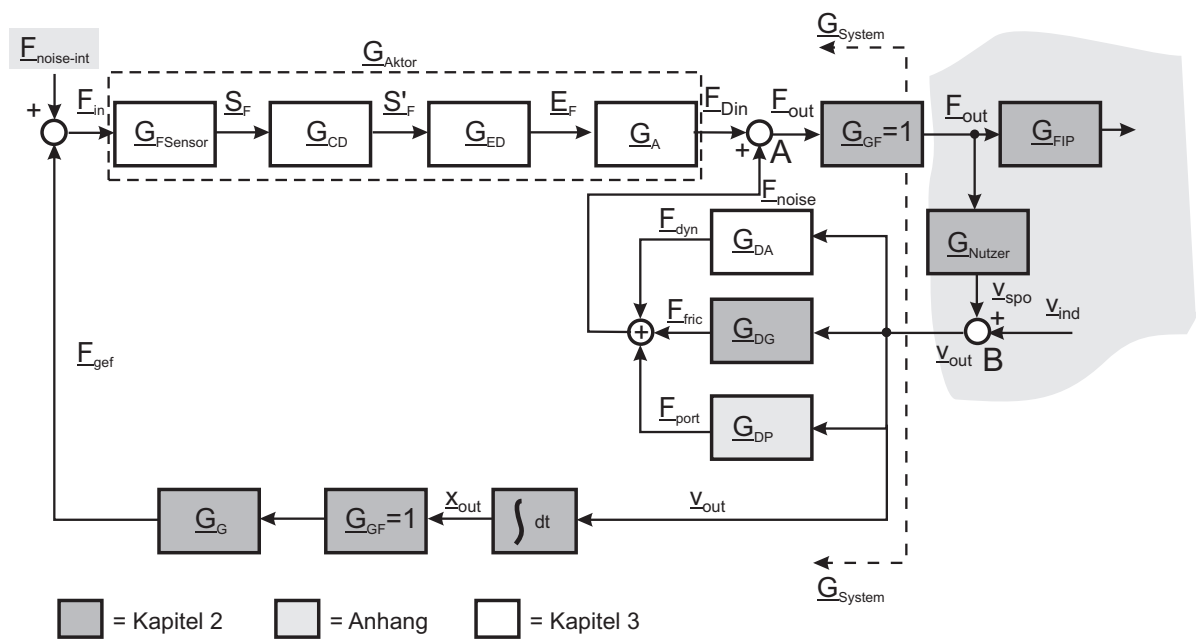
**Abb. 6.4:** Blockschaltbild eines haptischen Displays mit der Methode der "Steuerung der Admittanz" .

mit Impedanz-Regelung oder -Steuerung vorteilhaft. Eine Regelung der Kräfte benötigt eine extrakorporale Messung der Kräfte in der Nähe der Hände des Nutzers. Eine extrakorporale Messung im Führungsdraht ist nicht möglich, da sich dessen Position verändert. Eine Messung am Abtrieb des Aktors ist vorstellbar und wurde in [88] für einen rotatorischen Antrieb eines Kathetersimulators umgesetzt. Dennoch bietet die einfachere Lösung der Impedanzsteuerung für *HapCath* Vorteile: Das haptische Display von *HapCath* hat nur einen translatorischen Freiheitsgrad in dem Kräfte erzeugt werden müssen und ist daher hinsichtlich seiner kinematischen Struktur einfach. Außerdem weist das Display eine geringere Impedanz auf. Durch die große Varianz der Impedanzen des Gefäßsystems und der Schleuse, ist die aus der Impedanz des Displays resultierende Störgröße  $F_{noise}$  vernachlässigbar.

Für *HapCath* ergibt sich daher, unter Berücksichtigung der Erkenntnisse aus Kapitel 3, die Struktur aus Abbildung 6.5 mit den Übertragungsfunktionen entsprechend Tabelle 6.1. Durch die Festlegung der Struktur von *HapCath* ist es nun möglich, die für diesen Anwendungsfall geeigneteste Aktorik und Kraftsensorik zu entwerfen sowie die Stabilität des resultierenden rückgekoppelten Gesamtsystems zu untersuchen. Dies ist Gegenstand der folgenden Abschnitte.

**Tabelle 6.1:** Bezeichnung der Signale und Übertragungsfunktionen entsprechend Abbildung 6.5

BEZEICHNUNG	ERLÄUTERUNG
$\underline{F}_{\text{noise-int}}$	Störkräfte, die auf den Sensor wirken, z.B. Puls
$F_{\text{Sensor}}$	Kraftsensor an der Spitze des Führungsdrahtes einschließlich Primär- und Sekundärelektronik
$\underline{G}_{\text{CD}}$	Verstärkungsfaktor des Kraftsignals
$\underline{G}_{\text{ED}}$	Leistungstreiber der Aktorik
$\underline{G}_{\text{A}}$	Aktorik und Abtrieb
$\underline{G}_{\text{GF}}$	Übertragungsverhalten des Führungsdrahtes für axiale Kräfte. Annahme eines ideal steifen Drahtes. ( $\underline{G}_{\text{GF}} = 1$ )
$\underline{G}_{\text{FIP}}$	Kraftwahrnehmung entsprechend der <i>FIP</i>
$\underline{G}_{\text{Nutzer}}$	Nutzerimpedanz für hochfrequenten Bereich $> 10$ Hz
$\underline{v}_{\text{ind}}$	nutzerinduzierte Bewegung im Frequenzbereich bis maximal 10 Hz und kleiner 0.2 m/s
$\underline{G}_{\text{DA}}$	dynamische Aktorimpedanz
$\underline{G}_{\text{DG}}$	Impedanz der Drahtbewegung im Gefäß, hier als viskose Reibung dargestellt.
$\underline{G}_{\text{DP}}$	dynamische Impedanz der Schleuse (Port), mit IDT-Verhalten (Anhang G)
$\underline{G}_{\text{G}}$	dynamische Impedanz der Gefäße entsprechend Simulation



**Abb. 6.5:** Blockschaftbild von *HapCath* nach der Methode der Impedanz-Steuerung mit den in Tabelle 6.5 eingeführten Komponenten .

## 6.2 Aktorauswahl und Entwurf

Aktoren für haptische Displays müssen konträren Anforderungen genügen. Sie müssen geeignet sein, geringe Impedanzen (Freiraumbewegung) bis hin zu hohen Impedanzen (harter Kontakt) zu erzeugen. Über den gesamten Einsatzbereich hinweg muss die Genauigkeit der Impedanzzeugung höher sein als die Wahrnehmung der auftretenden Kräfte. Der Mensch bedient sich seiner Muskeln als Aktoren mit hoher spezifischer Energiedichte<sup>1</sup> sowie hochgradig miniaturisierter Sensoren für kleinste Dehnungen in der Fingerbeere. Der Aktor eines haptischen Displays ist der Antagonist dieses hochentwickelten biologischen Systems Mensch. Die bekannten Aktorprinzipien weisen eine im Verhältnis zur Muskulatur geringe spezifische Energiedichte auf. Dieser Nachteil soll durch die Ausnutzung von zusätzlichen technologischen Möglichkeiten kompensiert werden. Die wichtigsten Erfahrungswerte im Vergleich Mensch vs. technisches System bezüglich haptischer Wahrnehmung sind im Folgenden zusammengestellt:

- Die spezifische Energiedichte technischer Systeme sind geringer als beim Menschen.
- Die Krafterzeugung technischer Systeme über den Frequenzbereich der Wahrnehmung des Menschen (bis 1 kHz) ist nichtlinear.
- Der Frequenzbereich der Wahrnehmung ist nicht deckungsgleich mit den bei kinästhetischer Interaktion auftretenden Frequenzanteilen der aktiv erzeugten Kräfte.
- Die Kraftmessung technischer Systeme ist genauer als die Kraftwahrnehmung ( $< 5 \text{ mN}$ ) des Menschen. Mit geringem Aufwand ist ein Untersetzungsfaktor von 10 bis 100 möglich.
- Die Wegmessung technischer Systeme ist viel genauer als die Positioniergenauigkeit ( $\approx 1 \text{ mm}$ ) des Menschen, geschätzter Faktor 1000 und mehr.
- Die Maximalkräfte technischer Systeme sind höher als die vom Menschen erzeugbaren Kräfte.
- Der Arbeitsfrequenzbereich der Regelung technischer Systeme (Kraft oder Weg) ist üblicherweise geringer, kann unter Ausnutzung zu Verfügung stehender Technologie aber auch höher sein als der Wahrnehmungsfrequenzbereich (bis 1 kHz) des Menschen.

---

<sup>1</sup>Massenbezogene Energiedichte

Es fällt auf, dass insbesondere die Sensoren die Grenzen der menschlichen Wahrnehmung übertreffen. Ein Aktor innerhalb einer geregelten Rückkopplung kann daher ein qualitativ hochwertiges haptisches Feedback erzeugen. Bezüglich der Rückkopplung stellt die digitale Signalverarbeitung und die damit verbundene Grenzfrequenz der Wandler die begrenzende Größe dar. Im Fall der reinen Kraftsteuerung von *HapCath* besteht lediglich die Option, die Krafterzeugung und somit die Nichtlinearität des technischen Systems für den Arbeitsfrequenzbereich zu optimieren. Im Falle von *HapCath* liegt dieser Wert unterhalb von 100 Hz<sup>2</sup>.

### 6.2.1 Konzeption der Aktorprinzipien in Bezug auf *HapCath*

Von der Vielzahl möglicher Aktorprinzipien kommen nur wenige in kommerziell verfügbaren haptischen Displays zum Einsatz. Eine Bewertung technischer Prinzipien für die Anwendung in haptischen Systemen findet sich in [29] und [62]. Die Anforderungen an den Aktor (Tab. 6.2) des impedanzgesteuerten Systems *HapCath* schränken die Auswahl möglicher Aktorprinzipien weiter ein.

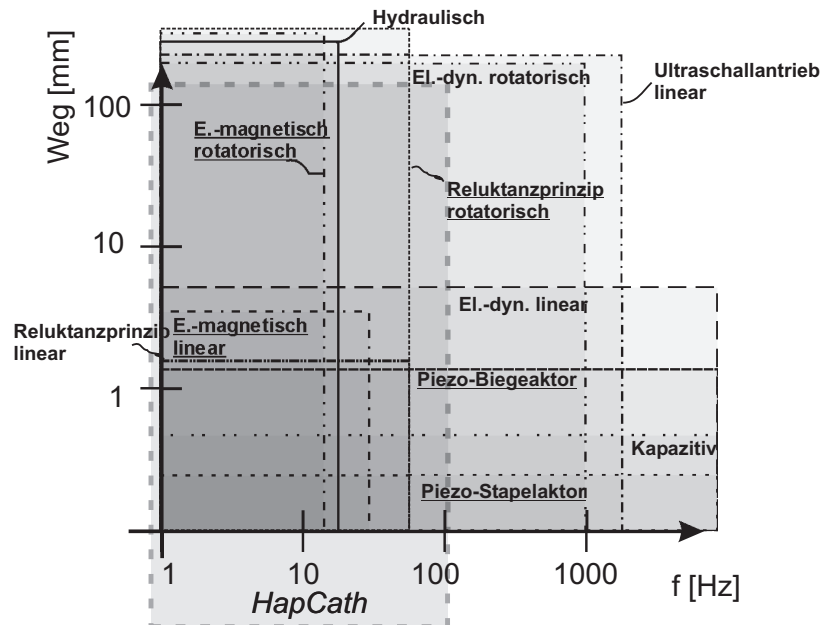
**Tabelle 6.2:** Zusammenfassung der Anforderungen an den Aktor

BEZEICHNUNG	WERT
Maximal darstellbare Kraft	1 N
Minimal darstellbare Kraft	0, 1 N bei $f_{\max}$
Maximale Bewegungsgeschwindigkeit	0, 2 m/s
Maximaler Stellweg	inf
Untere Grenzfrequenz	0, 01 Hz
Obere Grenzfrequenz	100 Hz

Wichtigste Kriterien für die Auswahl geeigneter haptischer Systeme sind die Dynamik der Aktoren sowie die maximal erzeubaren Kräfte. In Falle von *HapCath* ist darüber hinaus der maximale Stellweg interessant. Eine qualitative Gegenüberstellung möglicher Aktorprinzipien nach den Parametern Weg und Kraft gegenüber Dynamik ist in Abbildung 6.6 und 6.7 dargestellt. Der Einteilung liegt die Annahme eines Aktorvolumens gängiger Kleinantriebe (1 dm<sup>3</sup>) zu Grunde. Weiterhin werden die Aktoren als Kraftquellen betrachtet. Aktorprinzipien welche eine Regelung erfordern sind unterstrichen. Eventuelle Getriebe sind nicht Gegenstand

<sup>2</sup>Resultat der Führungsdraht-Gefäßwand-Interaktionssimulation aus Abschnitt 4.5 sowie der Messdaten von TANIMOTO.

der Betrachtung. Generell gilt, dass beim Einsatz eines Getriebes, durch die quadratische Skalierung der Impedanz des Aktors mit der Übersetzung am Abtrieb, die Wahrscheinlichkeit für eine Kraftregelung steigt. Eine kurze Beschreibung der Aktorprinzipien ist Anhang K zu entnehmen.



**Abb. 6.6:** Darstellung technischer Einsatzgebiete von Aktorprinzipien für Kraftquellen (Direktantriebe) in Bezug auf Dynamik und Weg. Weiterführende Details siehe Anhang K und [62].

Betrachtet man die Anforderungen von *HapCath* (dick gestrichelte Linie), dann sind für dieses System ausschließlich elektrodynamische Aktoren nach dem rotatorischen Prinzip geeignet.

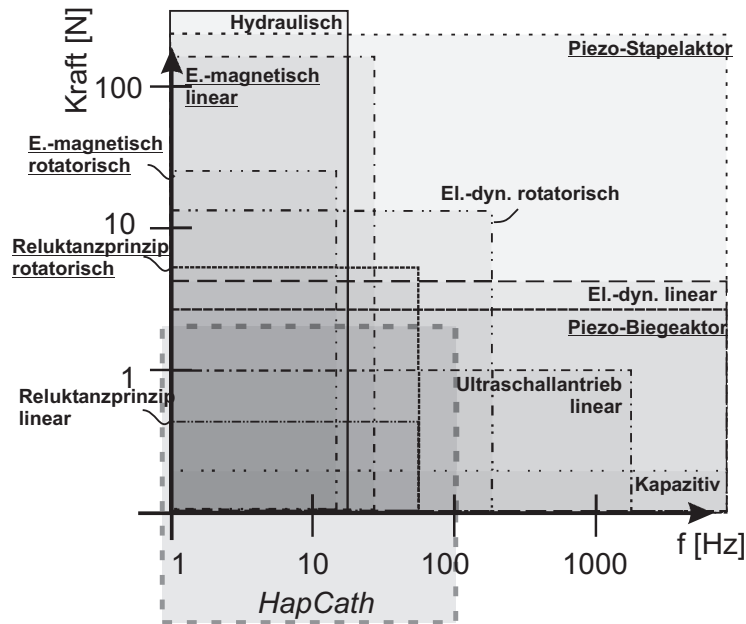
### 6.2.2 Terminologie elektrodynamischer Aktoren

Elektrodynamische Aktoren basieren auf der LORENTZ-Kraft

$$F_{\text{Lorentz}} = \vec{i} \cdot l_{\text{Leiter}} \times \vec{B}, \quad (6.1)$$

die auf bewegte Elektronen in einem magnetischen Feld wirkt. Die Lorentzkraft ist abhängig vom Strom  $\vec{i}$ , der magnetischen Induktion  $\vec{B}$  sowie der Länge der Wicklung  $l$ . Das eigentliche Optimierungsproblem elektrodynamischer Aktoren ist die Maximierung der zulässigen





**Abb. 6.7:** Darstellung technischer Einsatzgebiete von Aktorprinzipien für Kraftquellen (Direktantriebe) in Bezug auf Dynamik und Kraft. Weitere Details siehe Anhang K und [62].

Verlustleistung  $P_{\text{Verlust}}$  bei gegebenen Abmessungen. Nimmt man eine Querschnittsfläche der Spule  $A_{\text{Spule}}$ , ein Umfang der Wicklung  $Umf$ , die Windungszahl  $N$ , einen Füllfaktor  $k$  sowie einen spezifischen Widerstand  $\varrho$  an, dann ergibt sich die Berechnung der Lorentzkraft zu

$$F_{\text{Lorenz}} = \sqrt{\frac{P_{\text{Verlust}} A_{\text{Spule}} N Umf}{\varrho k}} \vec{e}_i \times \vec{B}. \quad (6.2)$$

Eine ausführliche Herleitung ist in Anhang J. Mit elektrodynamischen Aktoren kann ein breites Spektrum an Kräften zwischen einigen Millinewton und einigen dutzend Newton erzeugt werden. Es existieren eine Vielzahl von prinzipiellen Bauvarianten elektrodynamischer Aktoren [62]. Zwei sind für die Anwendung als haptische Displays von besonderer Bedeutung:

**Bewegte Spule** Elektrodynamische Aktoren nach dem Prinzip der bewegten Spule mit feststehendem Magnetkreis, werden als "Tauchspule" im translatorischen bzw. nach als "eisenloser Rotor" im rotatorischen Fall verwendet. Sie weisen geringe bewegte Massen und daher eine hohe Dynamik bei Wegen von mehreren Millimetern auf. Sie werden vor allem im

Audiobereich als Lautsprecher eingesetzt. Aktoren nach dem Prinzip der Tauchspule weisen zwei Nachteile auf:

- Da die Spule bewegt wird, ist die elektrische Kontaktierung mechanischen Belastungen ausgesetzt. Bei großem Hub des Aktors muss sie dementsprechend stabil sein.
- Möchte man Tauchspulen als reine Kraftquellen mit großem Hub ausführen, dann ist nur ein geringer Prozentsatz der stromdurchflossenen Wicklung innerhalb des Luftspaltes und somit an der Krafterzeugung beteiligt. Bei hohen Hübten haben Tauchspulen einen geringen Wirkungsgrad. Dies kann durch ein Schalten der relevanten Spulenbereiche kompensiert werden, was aber wieder mehr Zuleitungen erfordert.

**Bewegter Magnet** Aktoren nach dem Prinzip des bewegten Magneten beruhen auf dem Ziel nach Gewährleistung hoher Hübten mit kompakten Wicklungen. Diese sind bei dieser Variante im Stator integriert. Der bewegte Teil des Aktors besteht fast vollständig aus magnetischem Material, dessen Polarisationsrichtung in unterschiedlichen Ausführungsformen variiert. Aktore nach diesem Prinzip können sehr hohe Leistungen umsetzen, sind aber durch die große Menge an Magnetmaterial teuer. Weiterhin ist das Magnetteil schwer, die Dynamik des Aktors ist somit geringer als im Fall der bewegten Spule.

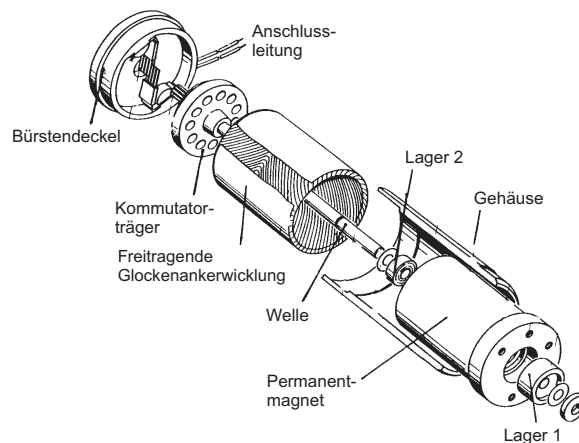
### 6.2.3 Entwurf des Aktors

Für die Aktorik in *HapCath* wurde das elektrodynamische Prinzip ausgewählt. Herausragendes Kriterium ist die Verwendbarkeit dieses Wandlers als gesteuerte Kraftquelle bei gleichzeitig für diese Applikation hinreichendem Stellweg. Neben dem damit festgelegten Wandlerprinzip gilt es, die Ausführungsform des Aktors zu bestimmen sowie die an den Aktor anschließende Kinematik zu definieren. Diese Betrachtung und die daraus resultierenden Ergebnisse sind Gegenstand des folgenden Abschnitts.

#### Elektrischer Entwurf

Grundlegende Anforderung an den Aktor ist es, in translatorischer Richtung des Führungsdrahtes Kräfte von wenigstens 1 N aufzubringen. Die Länge des Führungsdrahtes beträgt bis zu 2 m. Bezüglich rotatorischer Aktoren nach dem elektrodynamischen Prinzip besteht die Wahl zwischen mechanisch kommutierten oder elektronisch kommutierten Aktoren.

**Mechanisch kommutierte elektrodynamische Aktoren** Mechanisch kommutierte Aktoren nach dem elektrodynamischen Prinzip sind insbesondere als "eisenlose Motoren" bekannt. Sie basieren entweder auf der FAULHABER-Glockenankerwicklung oder der MAXON-Schrägwicklung. Beide Wicklungsprinzipien ermöglichen die Herstellung freitragender Spulen, die durch die schräge Anordnung der Leiterbahnen nach einem Backvorgang eine ausreichende Stabilität gegen die im Betrieb wirkenden Fliehkräfte haben. Die verbackenen Leiterbahnen werden über eine Scheibe mit der Achse verbunden und bilden den kompletten Rotor des Antriebs (Abb. 6.8). Durch die geringe rotierende Masse der Wicklung weisen derartige Aktoren ein exzellentes Dynamikverhalten auf. Dies ermöglicht es, dass die Wicklung um einen feststehenden, diametral magnetisierten Magneten angeordnet wird. Dadurch ist eine weitere Volumenreduktion gegenüber konventionellen Aktoren, da die Gehäusung lediglich den Eisenrückschluss des Magentkreises bilden muss.

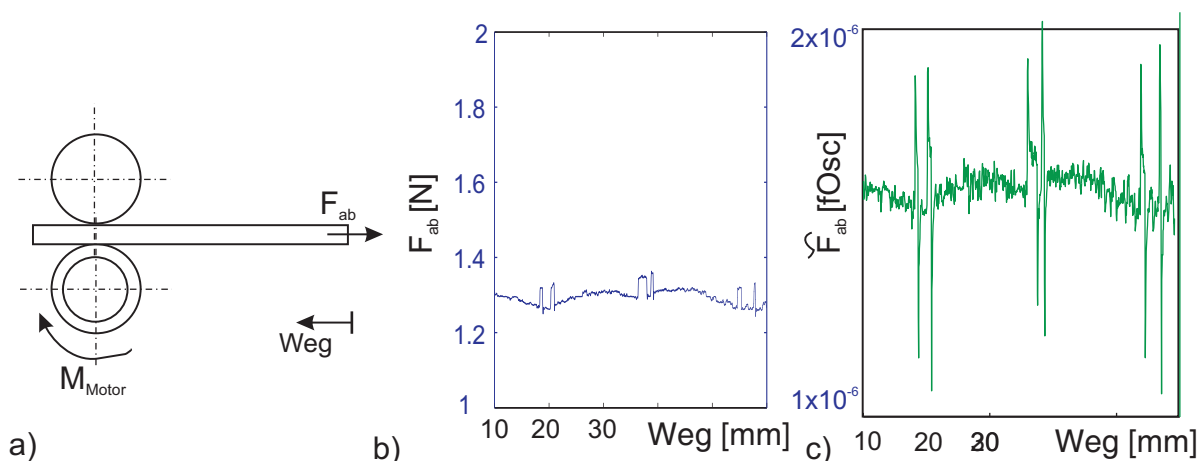


**Abb. 6.8:** Aufbau eines elektrodynamischen Aktors mit freitragender Wicklung nach dem FAULHABER Prinzip [57] .

Die freitragende Wicklung ist in Abhängigkeit der Polzahl an mehreren Stellen kontaktiert. Die Kontaktierungen werden auf die Achse des Rotors geführt und über Bürsten mit dem feststehenden Teil des Antriebes, dem Stator, verbunden. Diese Anordnung ermöglicht eine kontinuierliche Bewegung des Rotors, wobei die Veränderung des Stromflusses in der Wicklung rein mechanisch über die Kommutation auf der Achse erfolgt. Die mechanische Kommutation ist ein Schaltvorgang mit einer parallel geschalteten Induktivität.

Bei der Kommutierung wird der Stromfluss plötzlich mechanisch unterbrochen. Es entstehen zwei Effekte schaltender Kontakte: Die Spannung an den Kontaktstellen steigt, es kann zu Funkenbildung - dem sogenannten "Bürstenfeuer" kommen. Weiterhin induziert der ver-

bleibende Stromfluss in der abgeschalteten Wicklung ein Drehmoment, welches am Abtrieb messbar wird. Abbildung 6.9b zeigt die Messung einer Kraft auf einem von einem Aktor angetriebenen Stab entsprechend Abbildung 6.9a. Es ist sofort offensichtlich, dass diese Kraftspitzen wahrgenommen werden können, da sie um  $\approx 100 \text{ mN}$  die Grundkraft von  $1,3 \text{ N}$ , also um  $8\%$  übersteigen. Transformiert man die Messkurve in den Wahrnehmungsraum  $\tilde{K}$  nach der Methode der *FIP* (Abb. 6.9c), dann wird der Unterschied noch deutlicher. Die durch die Kommutierung hervorgerufenen Wahrnehmungsspitzen übersteigen die kontinuierliche Wahrnehmung um  $25\%$ . Dies ist darauf zurückzuführen, dass die niederfrequente Schwingung deutlich gedämpft wird, während die Kommutierungsspitzen, relativ zum Rauschen verstärkt werden. Die hohen Frequenzen der steilen Kommutierungsflanken bestimmen überproportional die Wahrnehmung.



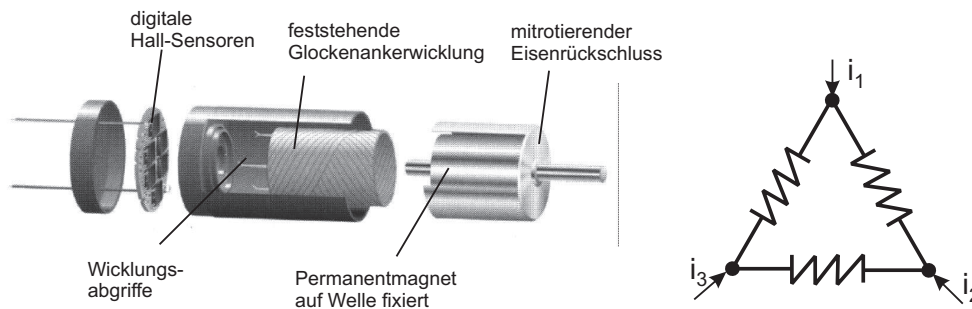
**Abb. 6.9:** Gemessene und wahrgenommene Kraft bei einem mechanisch kommutierten Aktor.  
a) Messanordnung, b) gemessener Kraftverlauf, c) wahrgenommener Kraftverlauf nach der *FIP*-Methode.

Die Strom- und Momentenüberhöhungen können zwar durch Einbringen von Widerständen und Kapazitäten in der Wicklung reduziert werden. Dies führt jedoch zu höheren Massen des Rotors und schlechteren Dynamikeigenschaften. Außerdem ist eine vollständige Kompensation nicht möglich. Mechanisch kommutierte Aktoren sind daher für haptische Systeme mit niedriger Impedanz, wie bei *HapCath*, nicht geeignet<sup>3</sup>.

**Elektronisch kommutierte elektrodynamische Aktoren** Elektronisch kommutierte elektrodynamische Aktoren basieren auf einem rotierenden Magneten mit winkeltreu rotieren-

<sup>3</sup>Für Systeme mit hohem mechanischen Tiefpassverhalten ( $f_g < 10 \text{ Hz}$ ) (Systeme mit hoher Impedanz und Kraftregelung) können mechanisch kommutierte Aktoren durchaus verwendet werden.

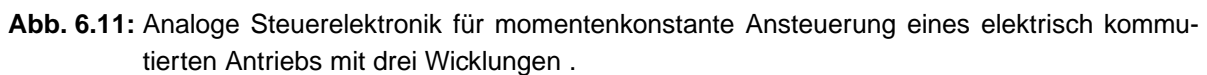
dem Eisenrückschluss sowie einer feststehenden Wicklung, identisch zu der von mechanisch kommutierten Antrieben (Abb. 6.10). Die Wicklung entspricht einer Dreiecksschaltung und hat demzufolge drei Abgriffe. Diese Abgriffe werden mit drei um  $\frac{2\pi}{3}$  zueinander verschobenen Strömen beaufschlagt.



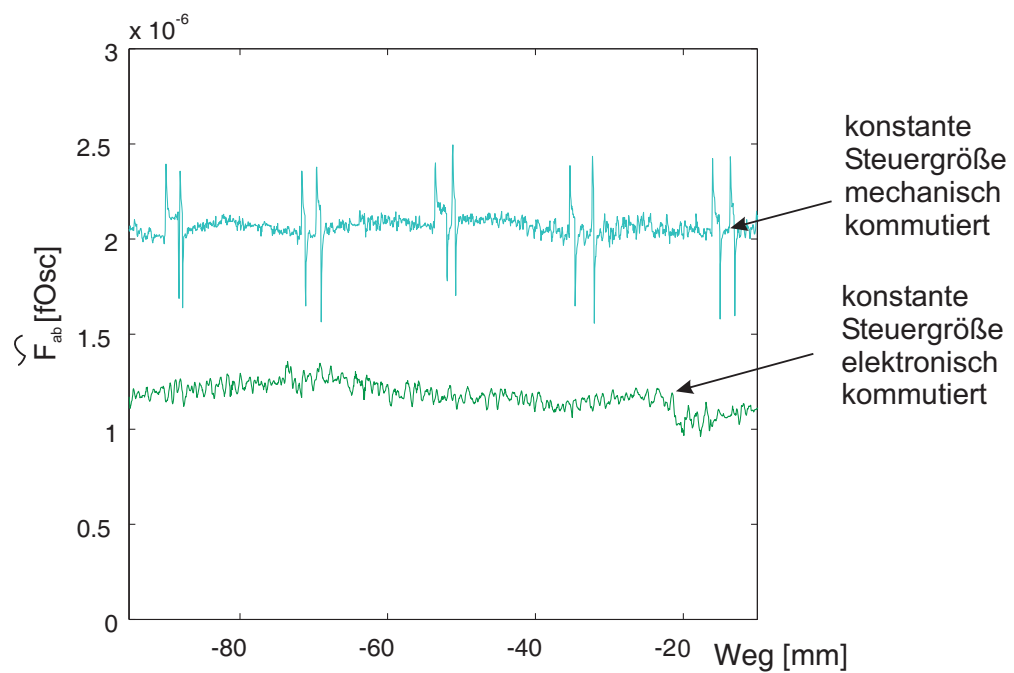
**Abb. 6.10:** Komponenten eines EC Antriebs und äquivalentes Ersatzschaltbild .

Bei kommerziellen Systemen erfolgt die Kommutierung in Abhängigkeit der geforderten Güte der Bewegung. Über induzierte Ströme in den Wicklungen kann eine sensorlose Kommutierung umgesetzt werden. Das ist mit einer winkelabhängigen Drehmomentengenauigkeit bis zu 100 % behaftet. Unter Verwendung von drei digitalen Hall-Sensoren kann mit einer Drehmomentengenauigkeit von  $\approx 15\%$  kommutiert werden. Eine Drehmomentenschwankung dieser Höhe ist für haptische Systeme ungeeignet. Unter Verwendung eines hochauflösenden Inkrementalgebers sowie einer nachverarbeitenden Elektronik kann eine reine Sinus-Kommutierung erzeugt werden, die sogenannte Drehmomentenrippel vollständig eliminiert. Die dazu von den Herstellern angebotene Elektronik verarbeitet die um  $\frac{\pi}{2}$  verschobene inkrementelle Bewegungsinformation zu einer Winkelinformation. Daraus errechnet ein Mikrocontroller die Spannung für die drei Wicklungsabgriffe. Dieser reinen Drehzahlregelung kann eine Momentensteuerung unterlegt werden, welche die Ströme in den Wicklungen begrenzt. Die von den Herstellern angebotenen Regelungen für elektronisch kommutierte Aktoren sind überwiegend reine Ein- oder Zweiquadranten Controller mit Grenzfrequenzen von deutlich unter 100 Hz und digitaler Richtungsumkehr. Hieraus ergeben sich Instabilitäten im Bereich niedriger Momente. Die Eignung für haptische Systeme ist daher nur bedingt gegeben.

**Elektronikentwicklung** Für das System *HapCath* wurde daher eine einfache Drehmomentenregelung (Abb. 6.11) für kommerzielle elektronisch kommutierte Aktoren entworfen und im Experiment konzipiert. Als Lagegeber für den Aktor wurde ein diametral magnetisier-



Der aufgebaute Prototyp der Schaltung, in Kombination mit einem handelsüblichen elektrisch kommutierten Aktor, hat - trotz mechanischer Fertigungstoleranzen in der Anordnung der Hallsensoren - keine spürbaren Drehmomentschwankungen. Das Oszillogramm der Steuerströme (Abb. 6.12) weist jedoch noch einen relativen Amplitudenunterschied der Ströme von  $\approx 5\%$  auf.



**Abb. 6.12:** Vergleich der Ausgangskraft eines mechanisch kommutierten mit einem elektronisch kommutierten Aktor im *FIP*-bewerteten Wahrnehmungsraum.  
*Kontinuierlicher Verschiebung bei konstanter Steuergröße.*

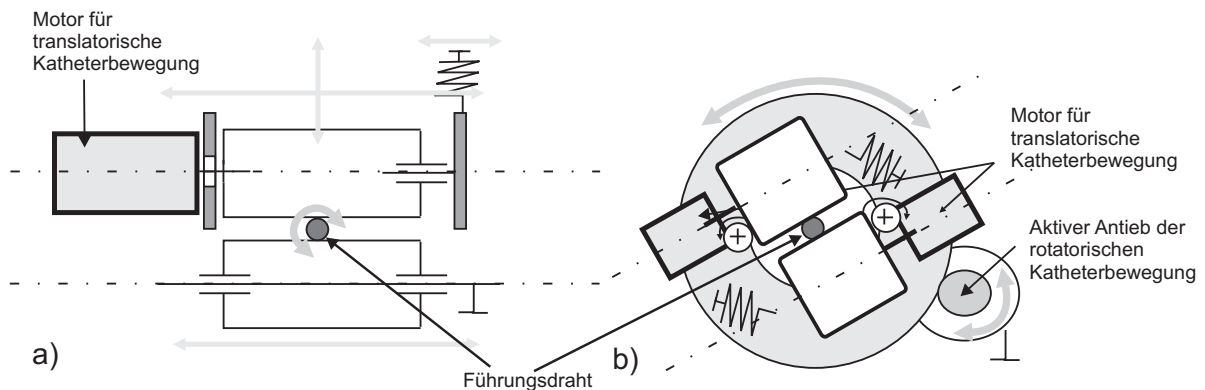
## Entwurf der Kinematik

Neben der Aktorik und der dafür notwendigen Ansteuerung ist die Kopplung der Momente auf den Führungsdraht für die Funktion von *HapCath* von großer Bedeutung. Die Hauptanforderung dabei ist, dass bei translatorischer Kraftbeaufschlagung des Führungsdrahtes die rotatorische Bewegung nicht eingeschränkt wird. Es wurden unterschiedliche Kinematiken aufgebaut [64], welche in der Art der Einkopplung und Anordnung der Freiheitsgrade variieren. Dabei ergaben sich folgende qualitativen Ergebnisse:

- Walzen eignen sich zum Antrieb des Führungsdrahtes. Die Oberfläche muss allerdings weich sein, um einen hinreichenden Reibschluss zu gewährleisten. Als Oberflächenmaterial hat sich Silikon (WACKER RT601) bewährt.
- Im Testbetrieb erfährt das Silikon Verschleiß. Bezüglich des Projektes *HapCath* und unter Berücksichtigung von hygienischen Aspekten ist es sinnvoll, die Walzen als austauschbare Elemente auszuführen.
- Die Lauffläche muss eine hohe Oberflächengüte aufweisen, da jede Unebenheit durch eine Kraftspitze in der Vorwärtsbewegung wahrgenommen wird. Die Walze sollte daher mit dem Silikon in einer polierten Form umgossen werden. Der Überzug der Walze mit einem maschinell gezogenen und auf Länge gekürzten Silikonschlauch ist nicht ausreichend.
- Anordnungen, welche die Rotation des Führungsdrahtes durch Relativbewegungen von einer oder zwei Walzen oder durch Rotationen der kompletten Antriebe für die Translation um ein Drehzentrum unterstützen (Abb. 6.13a & b), sind nicht anzustreben. Diese Lösungen weisen stets ein hohes Massenträgheitsmoment auf, welches das Grenzmoment der Reibkopplung zwischen Führungsdraht und Walze für die Rotation überschreitet.
- Die den Draht führenden Flächen innerhalb der Kinematik können als einfache Reibflächen ausgeführt werden. Durch die Beschichtung des Führungsdrahtes fallen die auftretenden Kräfte, relativ zu den Reibkräften innerhalb der Schleuse, nicht ins Gewicht.

Als geeignet hat sich eine Anordnung nach Abbildung 6.14a herausgestellt und ist als Funktionsmuster nach Abbildung 6.14b umgesetzt. Das Drehmoment wird über eine silikonbeschichtete Walze auf den Führungsdraht übertragen. Eine nicht angetriebene Walze erzeugt eine Anpresskraft, die maßgeblich das maximal übertragbare Drehmoment bestimmt. Anpresskräfte von 5 N ermöglichen im trockenen Zustand Kräfte am Führungsdraht von bis zu

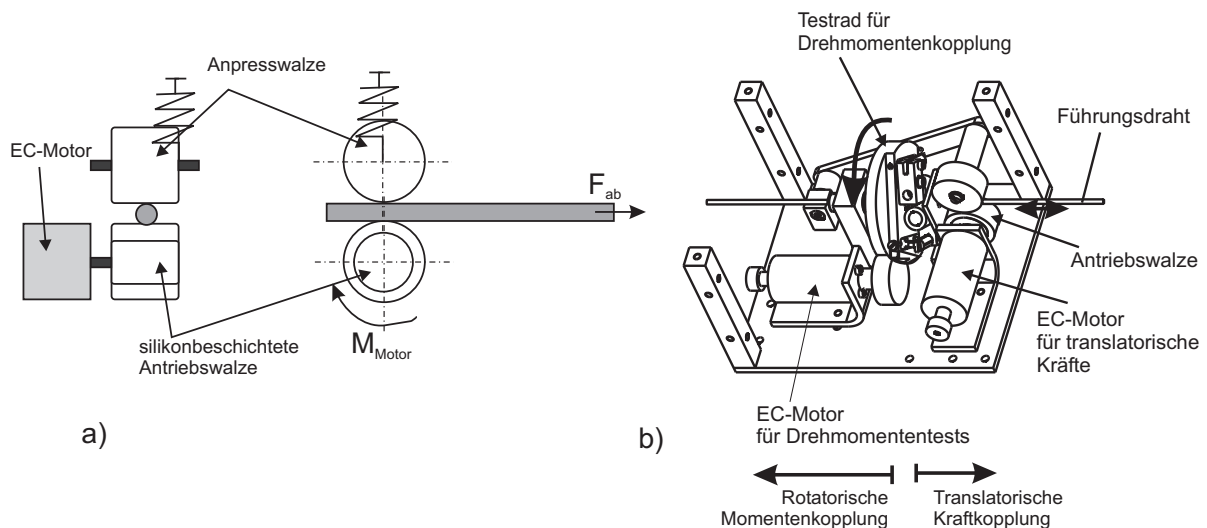




**Abb. 6.13:** Anordnungsvarianten zur Erzeugung rotatorischer und translatorischer Freiheitsgrade.  
 a) Rotation vor Translation und b) Translation vor Rotation. Sie wurden experimentell erprobt und haben sich als praktikabel herausgestellt.

2 N. Wird ein Drehmoment auf den Führungsdraht eingeleitet, so reibt dieser auf der Zylinderfläche. Durch den geringen Radius des Drahtes ist das dabei entstehende Reibmoment gering ( $< 300 \mu\text{Nm}$ ), und daher ist dieser Aufbau einer komplexen mechanischen Lösung mit bewegten Walzen vorzuziehen.

Das Funktionsmuster umfasst weiterhin eine zweite Stufe für das definierte Einbringen von Momenten. Diese Funktion ist für *HapCath* nicht relevant, ist aber für Simulatoren von Katheterisierungen von Bedeutung und wurde daher im selben Aufbau für Tests integriert.



**Abb. 6.14:** Aufbau des Aktors als Funktionsmuster.  
 a) Funktionsskizze sowie b) als Funktionsmuster mit ergänzter Drehmomententeststufe.

## Analytischer Entwurf

Der Aktor- und Übersetzungsentwurf des Reibrades beruht auf einer Netzwerksimulation mit konzentrierten Bauelementen in Abbildung 6.15a. Der Wandler zwischen Steuergröße und mechanischer Seite wird durch Gl. (6.3)

$$\underline{F}_{ab} = \frac{1}{r} \left( \underline{M}_0 - M_{\text{Motor}} - \frac{v_0}{r} i 2\pi f (\Theta_{\text{Motor}} + \Theta_{\text{Zylinder}}) \right) \quad (6.3)$$

eindeutig beschrieben. Das konstanten Reibmoment des Aktors wird durch  $M_{\text{FMotor}}$  berücksichtigt. Die Massenträgheitsmomente des Antriebs  $\Theta_{\text{Motor}}$  sowie der Abtriebswalze  $\Theta_{\text{Zylinder}}$  stellen eine dynamische Last dar. Der Vierpol kennzeichnet die Kopplung zwischen rotatorischer und translatorischer Seite des mechanischen Netzwerkes.

Da das Massträgheitsmoment  $\Theta_{\text{Zylinder}}$  von der Länge der Walze  $l$  sowie vom Radius nach

$$\Theta_{\text{Zylinder}} = \frac{1}{2} \rho \pi r^4 l \quad (6.4)$$

abhängig ist, ergibt sich ein Optimierungsproblem für den Radius  $r$  der Antriebswalze mit dem Ziel, die Kraft  $F_{\text{noise}}$  zu minimieren. Das Drehmoment  $\underline{M}_{\text{loss}}$ , das durch die Massenträgheitsmomente überlagert wird beschreibt Gl. (6.5)

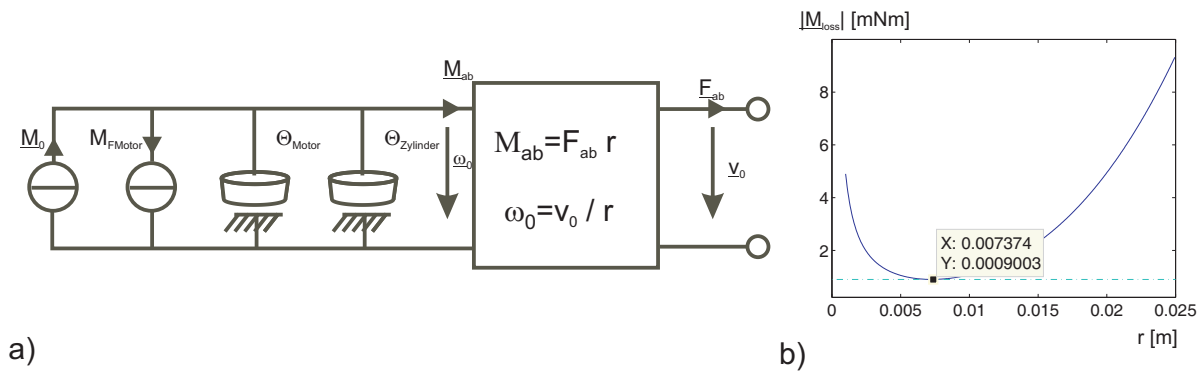
$$\underline{M}_{\text{loss}} = \frac{v_0}{r} i 2\pi f (\Theta_{\text{Motor}} + \Theta_{\text{Zylinder}}). \quad (6.5)$$

Unter sinnvollen Annahmen für  $\underline{F}_0 = F_{\text{max}}$  sowie  $\underline{v}_0 = v_{\text{max}}$  lässt sich das Optimierungsproblem für die maximale Nutzerinduzierte Frequenz von 10 Hz lösen. Es ergibt sich aus Abbildung 6.15b ein idealer Walzenradius von 9 mm.

Mit dem gewählten Radius  $r = 9 \text{ mm}$  gilt bei einer Ausgangskraft von 2 N ein benötigtes Drehmoment von 18 mNm. Als Momentenquelle ist ein FAULHABER EC-Motor Typ "2036 012B" mit einem Dauerlastmoment von 20 mNm geeignet. Die daraus resultierenden Parameter dienen als Grundlage für die folgenden Betrachtungen.

### 6.2.4 Bewertung des Funktionsmusters entsprechend *FIP*-Methode

Das zuvor beschriebene Funktionsmuster wurde anhand der Methode der *FIP* analysiert. Das Diagramm in Abbildung 6.16 zeigt erwartungsgemäß den Impedanzverlauf haptischer Displays mit Impedanzsteuerung. Bemerkenswert ist, dass, durch den Verzicht auf ein Getriebe und die Verwendung eisenloser Läufer,  $\tilde{K}_{\text{fric}}$  im gesamten Arbeitsfrequenzbereich der nutzerinduzierten Bewegungen unterhalb der Wahrnehmungsschwelle bei  $-138 \text{ dBfOsc}$  liegt.



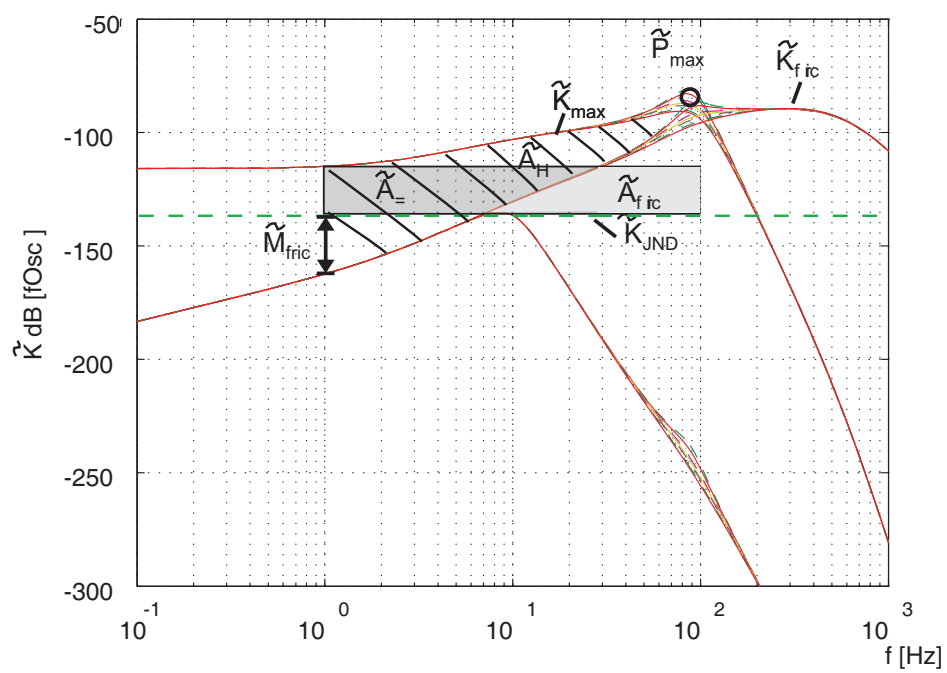
**Abb. 6.15:** Modell und Ergebnisse des Aktorentwurfs.

a) Aktor Ersatzschaltbild mit konzentrierten Bauelementen, b) Abhängigkeit des Verlustmoments  $\underline{M}_{loss}$  in den Massenträgheiten vom Radius der Abtriebswalze.

Der Bereich der Gleichwahrnehmung der Kräfte  $\tilde{A}_{-}$  erstreckt sich bis zu 100 Hz. Es fällt auf, dass eine schwankende Nutzerimpedanz nur geringen Einfluss auf die Wahrnehmung hat. Der Punkt maximaler Kraftwahrnehmung  $\tilde{P}_{max}$  liegt bei  $-90$  dBfOsc und zeigt damit die begrenzte Dynamik des Displays. Die Kenndaten des Entwurfs sind in Tabelle 6.3 zusammengefasst.

**Tabelle 6.3:** Haptische Kenndaten des Funktionsmusters von *HapCath*

BEZEICHNUNG	WERT
$\tilde{M}_{fric}$	24,5 dBfOsc
$\tilde{A}_{-}$	318 dBfOsc · rad
$\tilde{A}_H$	1551 dBfOsc · rad
$\tilde{A}_{fric}$	355 dBfOsc · rad
$\tilde{P}_{max}$	$-90$ dBfOsc



**Abb. 6.16:** Verlauf der wahrgenommenen Impedanz bei unterschiedlichen Griffkräften. Ermittelt mit der Methode der *FIP*. Markierung haptischer Kenngrößen (siehe Tabelle 6.3).

## 6.3 Kraftsensor Auswahl und Entwurf

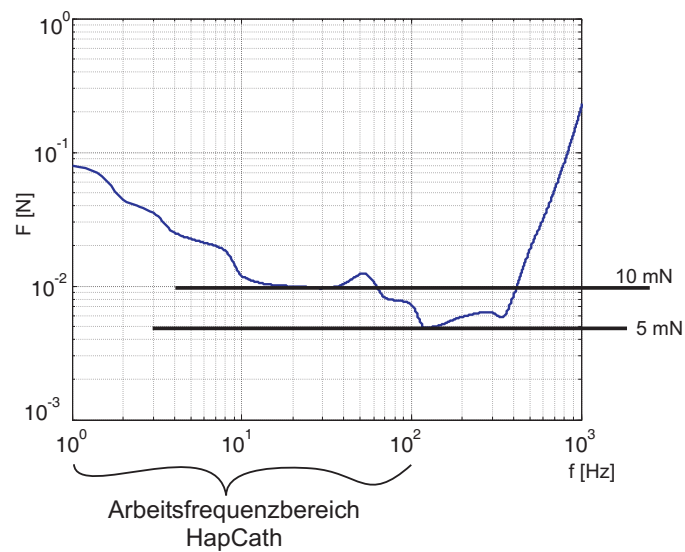
Die fertigungstechnisch größte Herausforderung beim Projekt *HapCath* stellt der Mikro-Kraftsensor dar. Ziel ist eine Kraftmessung an der Spitze des Führungsdrahtes mit  $\varnothing = 360 \mu\text{m}$  für Kräfte bis zu  $F_{\text{max}} = 200 \text{ mN}$ . Derartig miniaturisierte Sensoren sind weder kommerziell verfügbar noch als Forschungsmuster bekannt. Ein Kraftsensor mit den oben genannten Anforderungen würde die Lücke zwischen industriellen miniaturisierten Kraftsensoren für Kalibrier- und Wägezwecke sowie Cantilever-Kraftsensoren im Bereich der Atomic-Force-Microscopy schließen.

Kraft ist eine punktförmig wirkende, vektorielle Größe  $\vec{F}$  auf eine Grenzfläche eines dreidimensionalen Kontinuums. Die senkrechte Wirkung der Kraftkomponente auf ein definiertes Flächenelement wird als Druck  $p$  bezeichnet. Um die Auswirkungen von Kräften beim Entwurf dreidimensionaler Sensorstrukturen zu berücksichtigen werden diese als flächenbezogene Drücke  $p$  oder als Feldgrößen in Form von Spannungen  $\sigma$  im Material betrachtet. Dies gilt auch für Kraftmessung an dünnen Führungsdrähten. Die vom Kraftmesselement aufzunehmenden Drücke betragen

$$p_{\text{mess}} = \frac{4 F_{\text{max}}}{\varnothing^2 \pi} = 1,96 \text{ MPa} \quad (6.6)$$

E-Module technischer Materialien liegen im Bereich zwischen 1 GPa (Kunststoffe) und 100 GPa (die meisten Metalle und Silizium). Es zeigt sich, dass bei den gegebenen Drücken wenigstens mit einer Verformung von  $\frac{1}{50.000}$  der Strukturhöhe gerechnet werden kann. Durch geschickte Wahl der Materialien und Integration von Biegern lässt sich diese Verformung erhöhen. Bezüglich dem Nullpunktfehler bestehen nur geringe Anforderungen (10 % der Nennkraft) an das Messelement, da die absolute Kraftwahrnehmung des Menschen schlecht ist ( $\approx 15 \%$  der maximal ausübaren Kraft). Außerdem werden keine diagnostischen Aussagen von der absoluten Höhe der gemessenen Kraft abgeleitet. Die Anforderungen an die reproduzierbare Kraftauflösung des Messelementes werden durch die Kraftauflösung der haptischen Wahrnehmung bestimmt (Abb. 6.17). Nimmt man eine Kraftskalierung am Aktor mit dem Faktor 3 an, dann liegt der wahrnehmbare relative Kraftunterschied am Messelement bei  $\frac{5 \text{ mN}}{3} \approx 1,67 \text{ mN}$  im Arbeitsfrequenzbereich von *HapCath* bis 100 Hz. Als Resultat ist ein Fehler von  $\frac{1,67}{100} \text{ mN} \approx 1,67\%$  vom Nennwert für einen optimalen Krafteindruck anzustreben.

Eine Kraftmessung dieser Genauigkeit ist technologisch keine Herausforderung. Jedoch unter den gegebenen Anforderungen - extrem kleine Abmessungen, definierte Einführung der zu detektierenden Kraft, Packaging und Kontaktierung - schwierig umzusetzen. Tabelle 6.4 stellt die wichtigsten Anforderungen an den Kraftsensor zusammen. Der folgende Abschnitt



**Abb. 6.17:** *FIP* errechnete Grenzkurve der haptischen Kraftwahrnehmung (JND) des Menschen bei einem drei-Finger Griff entsprechend der Bediensituation bei *HapCath*.

beschreibt die Auswahl und Tests eines für diese Anforderungen geeigneten Messprinzips.

**Tabelle 6.4:** Zusammenfassung der Anforderungen an den Kraftsensor

ANFORDERUNG	WERT
maximal zu messende Nennkraft	100 mN
Überlastschutz	$\geq 400$ mN
Messgenauigkeit	10 mN
Kraftauflösung	1,67 mN
untere Grenzfrequenz	0.01 Hz
Oobere Grenzfrequenz	100 Hz

### 6.3.1 Prinzipien zur Kraftmessung in der Übersicht

Alle bekannten Messprinzipien zur Kraftmessung lassen sich in eine der drei Klassen einordnen (Abb. 6.18):

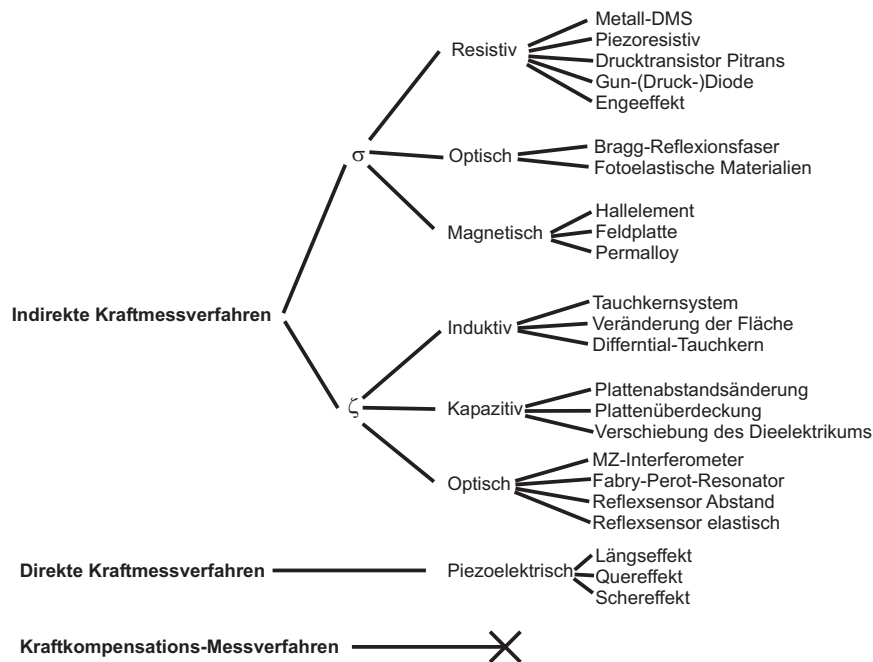
**Indirekte Kraftmessverfahren** sind Messverfahren, bei denen die wirkende Kraft über einen Verformungskörper in eine mechanische Zwischengröße, die Auslenkung  $\xi$  oder die inner Dehnung  $\epsilon$ , umgesetzt wird. Diese Zwischengröße wird durch einen Wandler in eine elektrische Größe überführt. Die Wandler reichen von piezoresistiven Widerständen über Kapazitäten mit veränderlichen Plattenabstand bis hin zu optischen Abstands-Messprinzipien. Indirekte Kraftmessverfahren sind für *HapCath* anwendbar. Ihre Eignung ist abhängig vom gewählten Messprinzip.

**Direkte Kraftmessverfahren** basieren auf der Deformation eines Materials, welches direkt eine verwertbare elektrische Ausgangsgröße erzeugt. Hierunter fallen insbesondere piezoelektrische Kraftaufnehmer. Direkte Kraftmessverfahren sind für *HapCath* äußerst vorteilhaft, da sie keine Zuleitungen für die Energiezufuhr benötigen.

**Kraftkompensierende Messverfahren** basieren auf einer Kombination aus einem der zuvor genannten Verfahren, einem Aktor und einer Rückkopplung. Ziel des geschlossenen Regelkreises ist die Erzeugung einer der Messgröße entgegen gerichteten Kraft bis zur vollständigen Kompensation. Die Stellgröße des Reglers ist proportional der wirkenden Kraft. Dieses Messverfahren ist sehr genau, aber für *HapCath* aufgrund der Zahl der Komponenten nicht relevant.

In [84] wurden die für die Kraftmessung in *HapCath* relevanten Messprinzipien auf ihre Eignung hin untersucht. Eine Aufstellung der Messverfahren mit einer Zuordnung der für *HapCath* in der Auswahl berücksichtigten Messprinzipien ist in Abbildung 6.18 dargestellt. Als grundsätzlich geeignet für *HapCath* haben sich das resistive (piezoresistive), das piezoelektrische (Längseffekt) und das optische (reflektive) Messprinzip heraus gestellt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Konzeption und Umsetzung eines Prototyps nach dem reflektiven optischen Messprinzip weiter verfolgt. Diese Entscheidung beruht auf folgenden Überlegungen:

- Die Integration elektrischer Zuleitungen in den Führungsdraht stellt ein nicht triviales Problem dar.
- Piezoelektrische und piezoresistive Messprinzipien sind durch die elektrischen Leitungen nicht MRT tauglich.
- Die finanziellen und zeitlichen Kapazitäten im Rahmen dieser Voruntersuchungen für die Bearbeitung des Teilproblems Kraftmessung waren beschränkt.



**Abb. 6.18:** Aufstellung der für *HapCath* bei der Auswahl berücksichtigten Kraft-Messprinzipien .

### 6.3.2 Grundlagen optischer Messprinzipien

Optische Messprinzipien beruhen auf dem Effekt, dass ein elektromagnetischer Strahlungsfluss  $\Phi$  im Wellenlängenbereich zwischen Ultraviolett (UV -  $\approx 300$  nm) und dem nahen Infrarot (IR -  $\approx 800$  nm) im Sensor proportional der wirkenden Kraft eine Veränderung erfährt. Die Codierung der Kraftinformation kann bei elektromagnetischen Wellen über eine Veränderung der Polarisierung oder in der Amplitude durch eine Schwächung der übertragenen Energiemenge erfolgen. Die Übertragung elektromagnetischer Strahlung hat gegenüber elektrischer Ladung den Vorteil der Rückwirkungsfreiheit. Im selben Medium lässt sich elektromagnetische Strahlung von unterschiedlichen Quellen übertragen und durch räumliche Orientierung des Empfängers oder durch geschickte Signalverarbeitung trennen. Gegenüber der Modulation im rein elektrischen Fall erweitert die optische Signalübertragung die Bandbreite, da zusätzlich zur Signalverarbeitung nun noch die Möglichkeit der Wahl unterschiedlicher Wellenlängen existiert. Die Strahlung wird zum Sensor über einen Lichtwellenleiter (LWL) geführt. Der LWL dient als Hin- und Rückleiter der Strahlung. Dies ermöglicht eine einfache Integration des Leiters in die Seele eines Führungsdrahtes. Im Falle sensorischer Signalübertragung kommen vor allem Multimode-Leiter zum Einsatz. Diese erlauben im Kern die Übertragung von Signalen mit großer Abweichung von der Achse des LWL, dem sogenannten Aperturwinkel.



Grenzmoden mit hohem Aperturwinkel können bei enger Biegung des LWL in den Mantel auskoppeln, die Signalübertragung wird bedämpft. Bei der Gestaltung der Einkopplung und dem Design des Messelementes ist daher zu gewährleisten, dass Strahlung nur unter niedrigem Aperturwinkel eingekoppelt wird. Bezüglich der Handhabung muss außerdem sichergestellt werden, dass die Kontaktierung des Leiters von gleichbleibender Qualität erfolgt, da Fehler an den Stirnflächen von LWL eine erhöhte Dämpfung des Signals durch Reflexion zur Folge haben.

Im Messelement selbst erfolgt die Modulation des Strahlungsstromes durch photoelastische Materialien, welche die Polarisierung des Strahlungsflusses in Abhängigkeit der vorherrschenden Spannung verändern. Alternativ kann durch eine räumliche Verschiebung von Reflexionsflächen die Menge des in den LWL eingekoppelten Strahlungsfluss kraftproportional variiert werden.

Optische Messprinzipien sind unempfindlich gegenüber elektromagnetischer Störstrahlung. Weiterhin ist die Integration eines einzelnen LWL in den Führungsdraht technologisch einfach zu realisieren. Die optischen Messprinzipien werden daher in einer weiterführenden Betrachtung detaillierter untersucht, wobei der Schwerpunkt auf dem reflektiven Verfahren liegt.

### 6.3.3 Varianten optischer Kraftsensoren nach dem reflektiven Prinzip

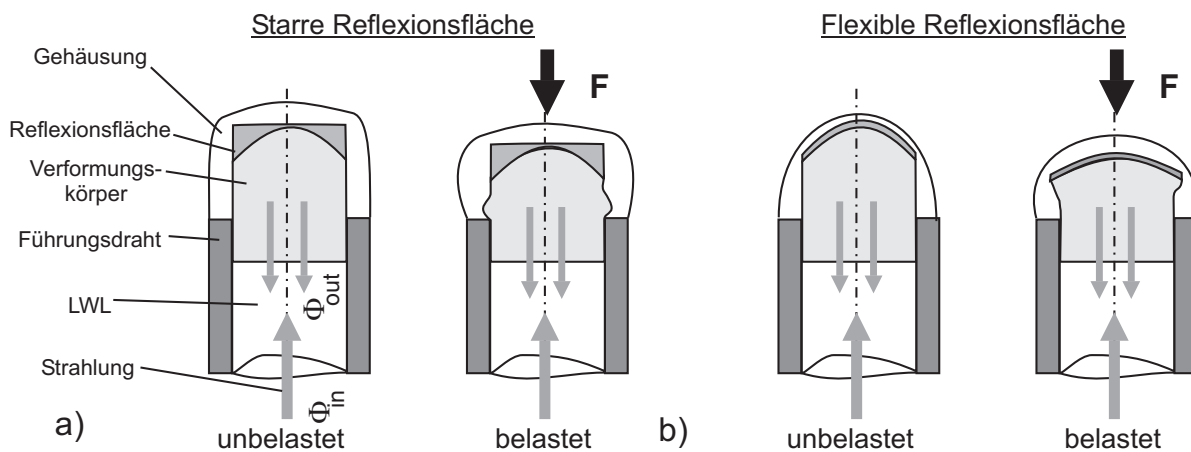
Reflektive Verfahren modulieren die Kraftinformation in der Amplitude der reflektierten Strahlung. Der betrachtete Wellenlängenbereich liegt bei 650 nm oder zwischen 500 nm und 600 nm, da hier Multimode-LWL aus PMMA ein Dämpfungsminimum haben [128]. Das Intensitätsprofil am Ausgang des LWL entspricht einer GAUSS-Verteilung mit einem symmetrischen Maximum in der Symmetrieachse des LWL. Die Deformation des Messelementes liegt zwischen 100  $\mu\text{m}$  und 400  $\mu\text{m}$  und ist daher um mindestens den Faktor 200 größer als die Wellenlänge der verwendeten Strahlung. Entsprechend den Erfahrungen aus [127], kann daher eine Betrachtung der Strahlungsausbreitung nach den Gesetzen der geometrischen Optik erfolgen. Durch näherungsweise Vergleichs-Simulation mit der Software GLAD 6.0 wurde die Anwendbarkeit grundsätzlich bestätigt [101].

Die weiteren Betrachtungen konzentrieren sich auf die Führungsdrahtspitze. Strahlungsquelle sowie die Empfängerfläche ist die polierte LWL Spitze. Als reflektiver Kraftsensor wird die Baugruppe bezeichnet, die direkt an den LWL anschließt. Kraftsensoren nach dem reflektiven Prinzip lassen sich in zwei Gruppen unterteilen:

- Kraftsensoren mit starrer Reflexionsfläche (Abb. 6.19a) basieren auf einer Abstandsän-

derung der Reflexionsfläche von der Strahlungsquelle, wodurch der empfangene Strahlungsfluss moduliert wird. Die Verformungskörper bestehen aus einem relativ zum Führungsdraht weichen Material und werden in einem Entformungsprozess, z.B. aus Silikon gefertigt. Die Reflexionskörper sind, je nach ihrer Form, unterschiedlich herzustellen. Diese Körper können galvanisch in mikromechanisch hergestellten Formen abgeschieden werden. Alternativ ist auch eine Beschichtung ( $>200\text{ }\mu\text{m}$ ) durch Elektronenstrahl- oder Tigelbedampfung sowie Sputtern vorstellbar. Die Gehäusung kann im einfachsten Fall aus einer Beschichtung aus Silikon oder PMMA im Tauchverfahren bestehen.

- Kraftsensoren mit flexibler Reflexionsfläche (Abb. 6.19b) basieren darauf, dass eine Grenzschicht des Verformungskörpers als Reflexionsfläche dient. Durch die Gestaltung der Grenzschicht hat man direkten Einfluss auf die Änderung der Reflexionsfläche unter Last und die daraus resultierende Kraftsensorkennlinie. Die sonstigen Komponenten unterscheiden sich nicht von den Kraftsensoren mit starrem Reflexionskörper.

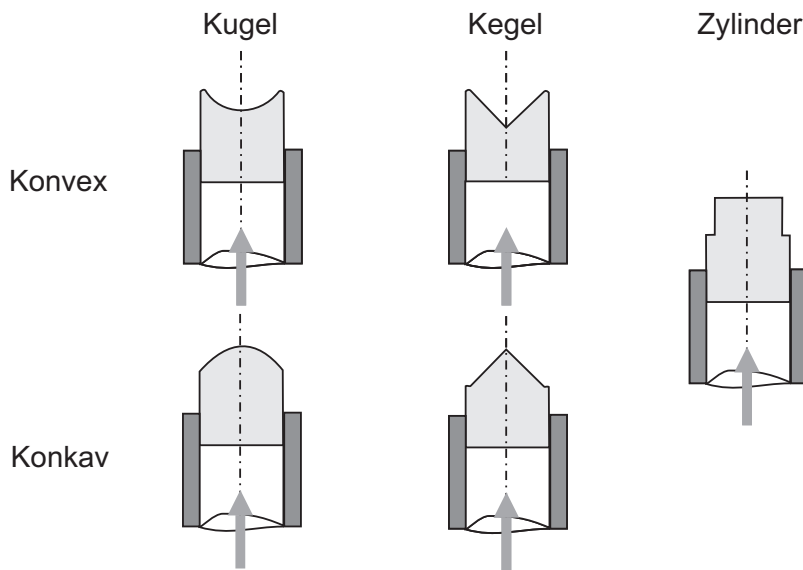


**Abb. 6.19:** Vergleich optischer Kraftsensoren ( $\varnothing 360\text{ }\mu\text{m}$ ) nach Art der Reflexionsfläche:  
a) starrer Reflexionsfläche, b) flexible Reflexionsfläche.

Für die Auswahl von *HapCath* gilt es zu klären, welche der beiden Varianten den größten Signalhub erzeugt. Dies geschieht unter Variation der Form der Reflexionsfläche. In [101] wurden konvex- und konkave-gewölbte Formen<sup>4</sup> von kugeligen, kegelförmigen und zylindrischen Reflexionsflächen untersucht (Abb. 6.20).

Für alle Formen gilt es zu klären, wie die Verschiebung bzw. Deformation der Reflexionsfläche unter Einkopplung einer Kraft auf die Stirnfläche erfolgt, um im Anschluss, anhand

<sup>4</sup>Die Bezeichnungen "konvex" und "konkav" richten sich nach der Lage des Brennpunktes im Strahlengang.



**Abb. 6.20:** Simulierte Verformungskörper und Bezeichnungen.

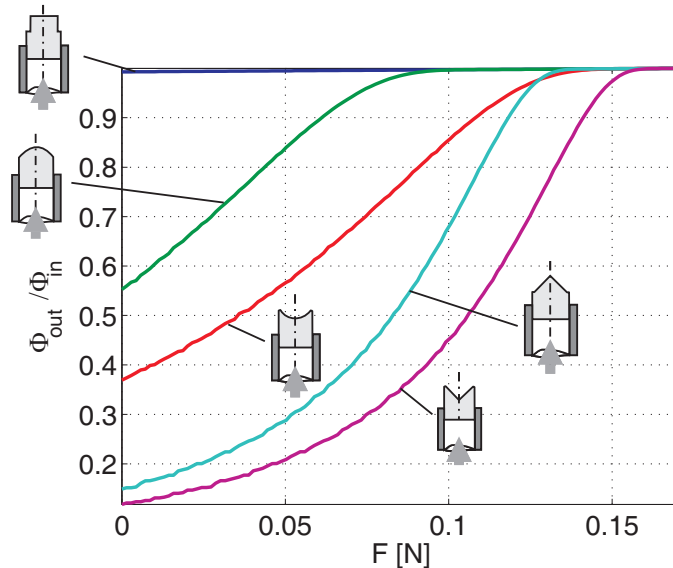
einer optischen Simulation, die Variation der reflektierten Strahlungsmenge zu ermitteln. Für die mechanische Simulation wurde PRO ENGINEER WILDFIRE 2.0 MECHANICA verwendet. Die optische Simulation erfolgte unter GLAD 6.0. Das innerhalb der Simulation sowie den praktischen Versuchen verwendete Material für den Verformungskörper ist WACKER ELASTOSIL RT 601. Seine mechanischen Eigenschaften wurden in [60] und [101] charakterisiert.

### Verschiebung der Reflexionsflächen unter Kraftwirkung

Die Verschiebung der Reflexionsflächen ist ausschließlich von der Nachgiebigkeit des Verformungskörpers abhängig. Durch die Formgebung des Körpers kann auf die Kennlinie des Sensors Einfluss genommen werden. Innerhalb der mechanischen Simulation wird der Zusammenhang der Verschiebung des Verformungskörpers  $\Delta x = f(F)$  von der Kraft untersucht. Als ausreichende analytische Näherung hat sich das Hookesche Gesetz mit einem E-Modul von 1,69 MPa bei einer Sensorlänge von 600  $\mu\text{m}$  und Betrachtung eines Zylinderkörpers herausgestellt. Das E-Modul des verwendeten Silikons liegt unterhalb des maximal auftretenden Druckes am Körper  $p_{\text{mess}}$ . Die Nennmesskraft von 200 mN kann daher nicht erreicht werden. Die exakte Kenntnis des Materialverhaltens aus den vorangegangenen Arbeiten (s.o.) kompensiert diesen Nachteil für diese ersten Analysen.

Bezüglich der optischen Simulation ist eine Betrachtung der reflektierten Strahlung in Ab-

hängigkeit der Position der Reflexionsfläche hinreichend. Abbildung 6.21 zeigt diesen Zusammenhang für alle fünf vorgestellten Formen.



**Abb. 6.21:** Simulation der Beeinflussung des Strahlungsflusses von Verformungskörpern mit starrer Reflexionsfläche .

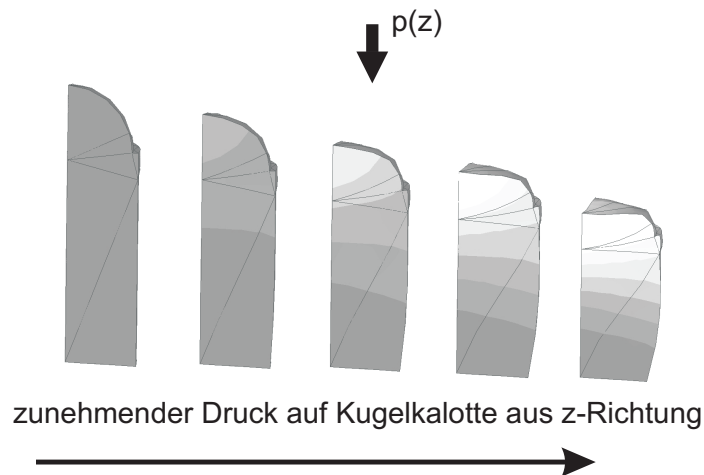
Die geringste Empfindlichkeit zeigt der Zylinder, da sich der durch die plane Reflexionsfläche abgedeckte Raumwinkel nicht signifikant ändert. Die verbleibende geringe Abhängigkeit der reflektierten Strahlung von der Kraft ist auf die Gauss-Verteilung des Intensitätsprofils des Strahls zurückzuführen, so dass bei geringer Kraft (großem Abstand) zwischen LWL und Reflexionsfläche der intensitätsarme Randbereich des Strahlprofils nicht reflektiert wird.

Von den Kugel- und Kegelreflektionskörpern sind jeweils die konvexen Formen etwas unempfindlicher als die konkaven Formen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass durch die konkave Form mehr Strahlung innerhalb des Verformungselementes verbleibt. Die Kegel-Form ist darüber hinaus empfindlicher als die Kugel-Geometrie.

### Deformation der Reflexionsflächen unter Kraftwirkung

Die Sensoren, bei denen eine Deformation der Reflexionsfläche auftritt, kombinieren mechanische Nachgiebigkeit des Grundkörpers mit der Veränderung des Brennpunktes. Dies ist ein komplexerer Vorgang als im Falle der Starrkörperreflexion. Da gängige Simulationssoftware eine Kombination aus mechanischer und optischer Simulation nicht ermöglicht, wird die mechanische Deformation durch FEM-Simulation durchgeführt, und die resultierenden Geome-

trien in geometrischer Optik nachgebildet und berechnet. Abbildung 6.22 zeigt exemplarisch das Verformungsverhalten eines Verformungskörpers mit konkaver Kugelgeometrie. Aus der qualitativen Betrachtung der Simulationsergebnisse wurde der Radius der Reflexionsfläche als eine mit der Kraft in Zusammenhang stehende Kenngröße identifiziert.

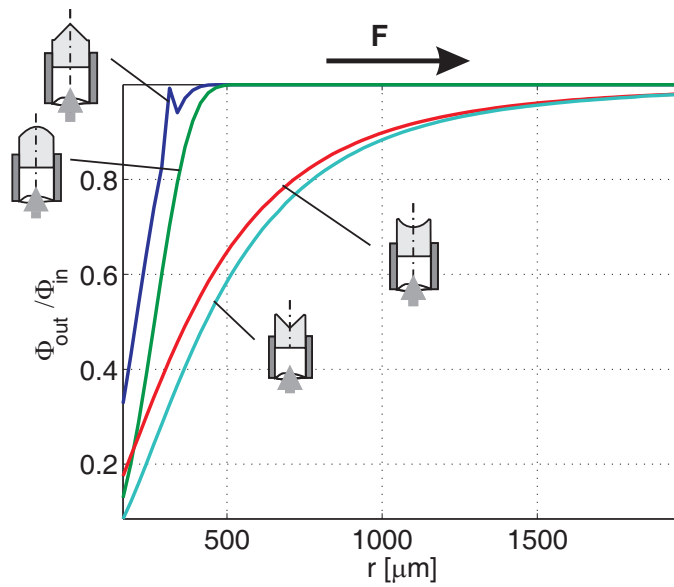


**Abb. 6.22:** Einfluss der Druckbelastung auf einen konkaven Kugel-Verformungskörpers.  
Dargestellt ist ein Viertel des rotationssymmetrischen Körpers .

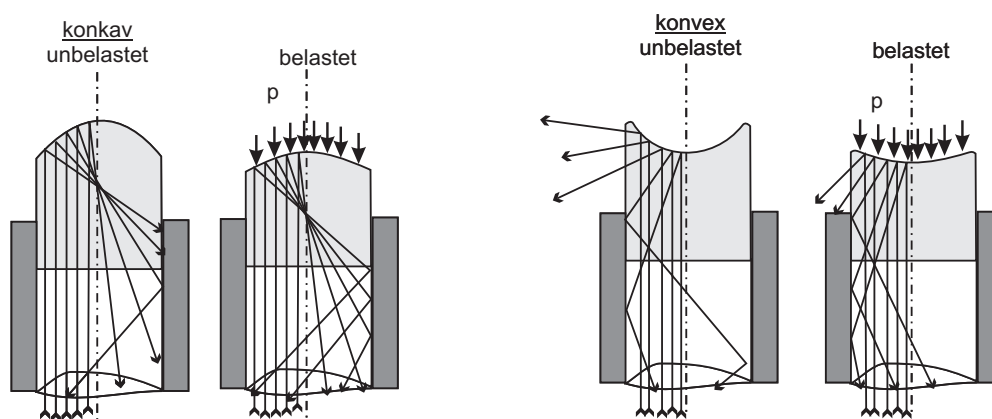
Die Kennlinien aus Abbildung 6.23 zeigen, dass die Empfindlichkeit der konkaven Formen für kleine Kräfte deutlich über denen der konvexen Geometrien liegt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass, durch den innerhalb des Sensorkörpers liegenden Brennpunkt der konkaven Geometrie (Abb. 6.24a), der gesamte Strahlungsstrom durch minimale Abflachung des Reflexionskörpers in den LWL reflektiert wird. Dagegen steigt bei den konvexen Geometrien (Abb. 6.24b) der Anteil der in den LWL reflektierten Strahlung langsam bis zur vollständigen Abflachung der Reflexionsfläche an.

#### 6.3.4 Versuche mit konvexen Verformungskörpern

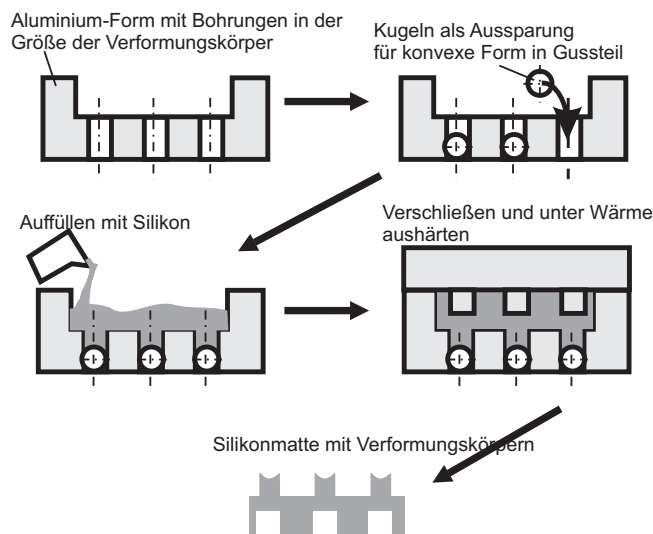
Eine abschließende Aussage bezüglich der optimalen Form des Verformungskörpers ist mit den Simulationen nicht zu treffen. Unter der Berücksichtigung fertigungstechnischer Aspekte, ist die konvexe Kugelgeometrie sowohl mit starrem wie mit flexiblem Verformungskörper gut geeignet. Durch Schwerkraft-Gießen entsprechend Abbildung 6.25 wurden mehrere Silikon-Verformungskörper mit  $\varnothing = 1 \text{ mm}$  angefertigt.



**Abb. 6.23:** Simulation des Strahlungsflusses von Verformungskörpern mit flexibler Reflexionsfläche .



**Abb. 6.24:** Strahlenverlauf für unterschiedliche Geometrien des Verformungskörpers.



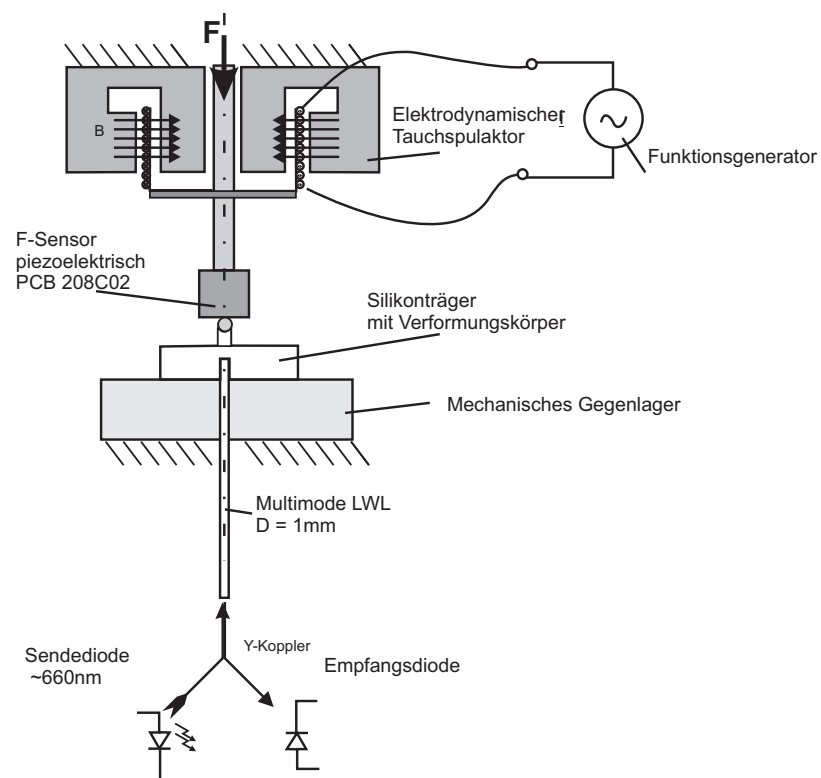
**Abb. 6.25:** Fertigungsschritte zur Herstellung von Silikon-Verformungskörpern mit konvexer Reflexionsfläche .

## Messaufbau

Im Messaufbau (Abb. 6.26) wird die Kraft auf den Verformungskörper sowie die reflektierte Strahlung gemessen. Er besteht aus dem optischen und dem mechanischen Pfad. Im optischen Pfad wird der Verformungskörper an einen Kunststoff-LWL angekoppelt, der seinerseits mit einer Strahlungsquelle nach [84] verbunden ist. Innerhalb der Quelle wird über einen Y-Koppler der reflektierte Strahlungsfluss auf einen Photoempfänger umgeleitet, verstärkt und gemessen. Im mechanischen Pfad erhält der Verformungskörper eine reflektierende Schicht. Für die Versuche mit starrem Reflexionskörper handelt es sich um eine polierte Stahlkugel. Im Falle der flexiblen Reflexionsfläche wurde eine aluminiumbasierte Farbdispersion aufgetragen. Der piezoelektrische Kraftsensor (PCB 208C02 mit Ladungsverstärker PCB 443B02) wird über einen elektrodynamischen Aktor angeregt. Die Anregungsfrequenz für die hier vorgestellten Messungen beträgt 4 Hz. Der Messaufbau hat einen vor allem aus dem Referenz-Kraftsensor resultierenden reduzierten Messfehler von 10%, einen relative Messfehler von  $\approx 1\%$ .

## Messungen und Interpretation

Die Messungen an den Verformungskörpern zeigen mehrere Effekte (Abb. 6.27). Trotz der niedrigen Anregungsfrequenz (4 Hz) zeigt sich deutlich die Hysterese des Silikons. Die Verwendung der Kugel als starre Reflexionsfläche erzeugt eine regressive Kurve bei niedri-

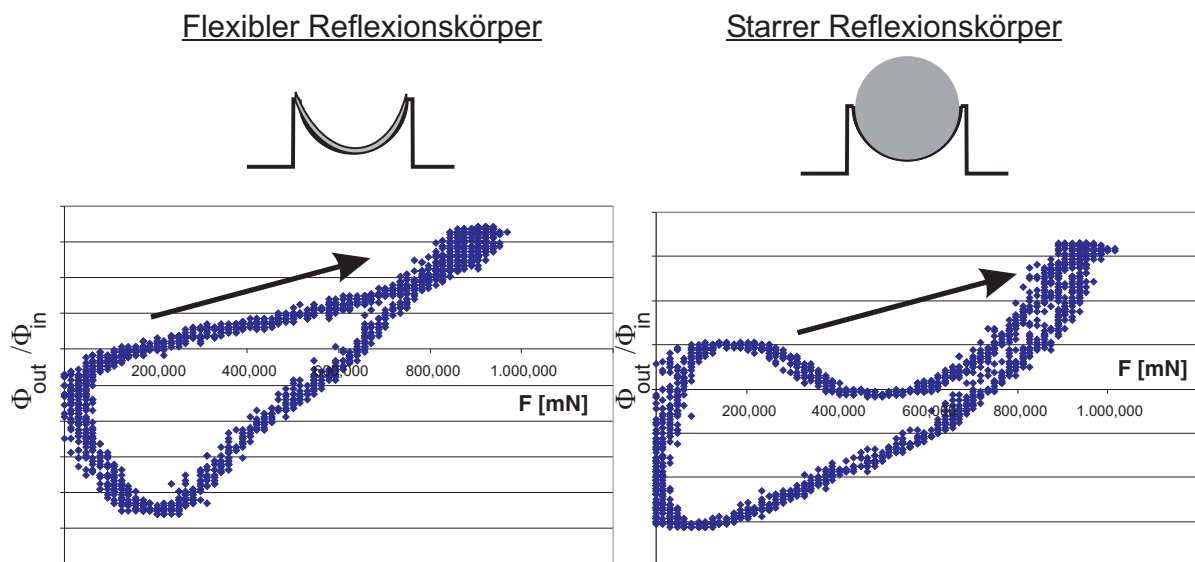


**Abb. 6.26:** Messstand zur Charakterisierung optischer Kraftsensoren mit gegossenen Verformungskörpern .



gen Kräften. Dies ist unter Umständen das Resultat einer Haftung zwischen Stahlkugel und Referenz-Kraftsensor. Das deutliche Rauschen der Kennlinie liegt vor allem auf den verwendeten Referenz-Kraftsensor zurückzuführen.

Bereits diese ersten Ergebnisse bestätigen jedoch, dass eine Kraftmessung nach dem optischen Prinzip grundsätzlich umsetzbar ist. Die Arbeit mit den optischen Komponenten zeigt weiterhin, dass sie robust gegenüber Störungen sind. Insbesondere Bewegungen des LWL haben keinen erkennbaren Einfluss auf die Messergebnisse. Ob die Ergebnisse auf einen LWL mit  $\varnothing = 0,25$  mm übertragbar sind, muss noch überprüft werden. Weiterhin ist die dauerhafte Verbindung zwischen LWL und Verformungskörper nicht gelöst. Die Hysterese sollte durch die Wahl geeigneter Materialien weitestgehend kompensiert werden können.



**Abb. 6.27:** Messkurven silikon-basierter optischer Reflexions-Kraftsensoren



## 7 Entwurf des Gesamtsystems *HapCath*

Nach der Festlegung auf ein umsetzbares Aktorprinzip mit zugehöriger Kinematik und der Analyse möglicher Sensorprinzipien ist es möglich, ein Gesamtsystem *HapCath* zu formulieren sowie eine Stabilitätsbetrachtung des Gesamtsystems durchzuführen. Dies ist Schwerpunkt des folgenden Kapitels.

### 7.1 Empfohlener Entwurf von *HapCath*

Basierend auf der Blockstruktur (Abb. 6.5 auf Seite 129) und mit den Ergebnissen des Kapitels, lässt sich für das haptische Assistenzsystem *HapCath* für Katheterisierungen der Gesamtentwurf entsprechend Abbildung 7.1 ableiten.

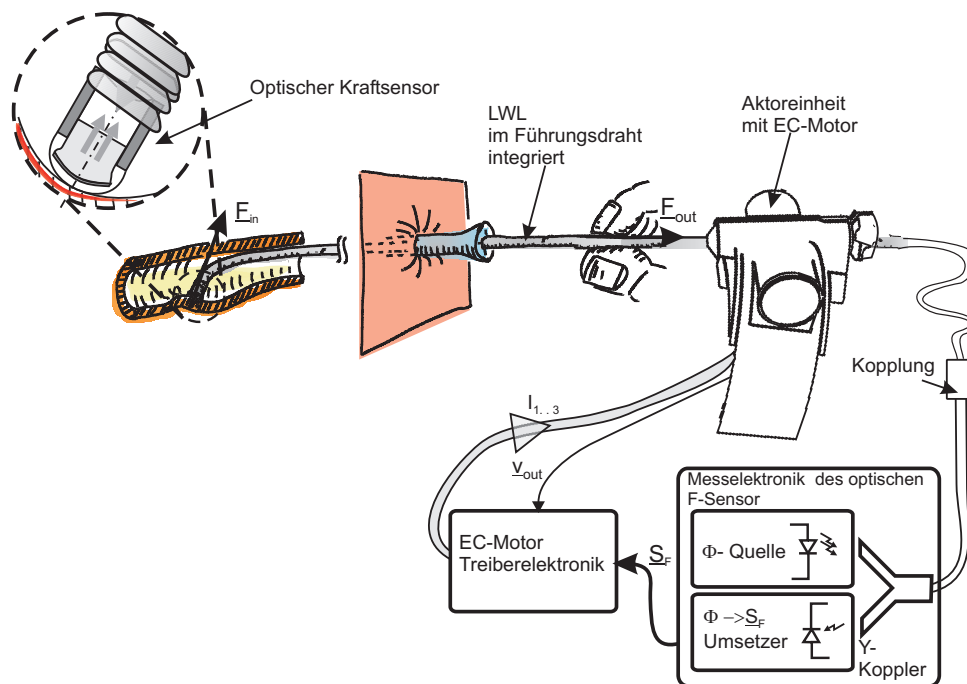


Abb. 7.1: Empfohlener Gesamtentwurf von *HapCath*.

Die intrakorporale Kraftmessung erfolgt durch einen optischen Kraftsensor, welcher entsprechend der Messgröße  $\underline{F}_{in}$  einen Strahlungsfluss  $\phi$  moduliert. Der modulierte Strahlungsfluss wird über einen in den Führungsdraht integrierten Multimode-Lichtwellenleiter übertragen. Extrakorporal wird das Ende des LWL über ein handelsübliches, sterilisiertes Koppungsstück mit der Messelektronik verbunden. Nach dem Y-Koppler findet eine Verstärkung des Photostroms der Empfängerdiode statt. Das kraftproportionale Signal  $\underline{S}_F$  wird an die Treiberelektronik des elektronisch kommutierten (EC) Aktors übergeben. Entsprechend der Winkelstellung und der Position der Antriebe übergibt dieser die Steuerströme  $I_{1,3}$  der Wicklung<sup>1</sup>. Der Aktor erzeugt über sein silikon-beschichtetes Reibrad am Führungsdraht die Kraft  $\underline{F}_{Din}$ , welche sich mit der aus dem mechanischen System resultierenden Störkraft  $\underline{F}_{Noise}$  überlagert. Als Summe erfährt der Nutzer die Kraft  $\underline{F}_{out}$ .

## 7.2 Stabilitätsbetrachtung des rückgekoppelten Systems

Das rückgekoppelte System *HapCath* (Abb. 6.5 auf Seite 129) muss auf Stabilität bezüglich der Einwirkung von Störgrößen untersucht werden. Die vereinfachte Struktur (Abb. 7.2) zeigt die positive Rückkopplung mit Versorgungsstörgröße  $\underline{v}_{ind}$  und Laststörgröße  $\underline{F}_{noise-int}$ . Alle Übertragungsfunktionen sind linearisiert. Bezüglich der im Rahmen einer nichtlinearen, zeitdiskreten Simulation abgebildeten Systemantwort des Gefäßsystems  $\underline{G}_G$ , wurde für die Berechnung der Stabilität eine linearisierte Worst-Case-Annahme der frontalen Kollision zwischen dem Führungsdraht und einer Gefäßwand angenommen (höchste Steifigkeit). Die zentrale Frage der Stabilitätsbetrachtung des rückgekoppelten System lautet:

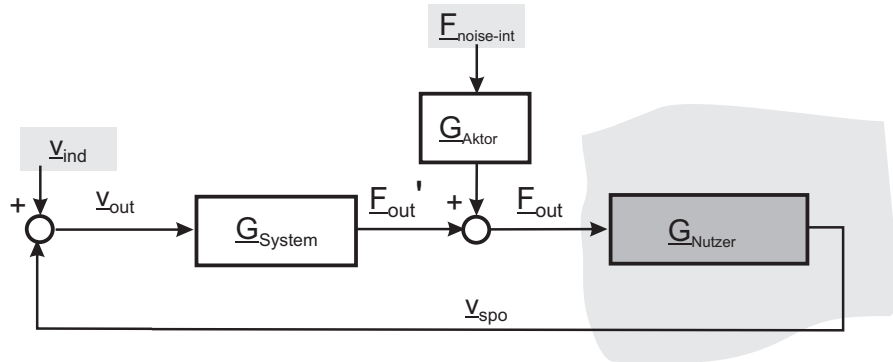
Zeigt  $\underline{F}_{out}$  eine Schwingneigung in Abhängigkeit der Übertragungsfunktion des Nutzers  $\underline{G}_{Nutzer}$ ?

Als Stabilitätskriterium wird aus der Betrachtung des BODE-Diagramms heraus das Nyquistkriterium verwendet, welches besagt, dass der Betrag des Übertragungsverhalten der offenen oder geschlossenen Rückkopplung nicht größer 0 dB (im Bereich einer Verstärkung) sein darf, wenn die Phase über  $\pm 180^\circ$  steigt.

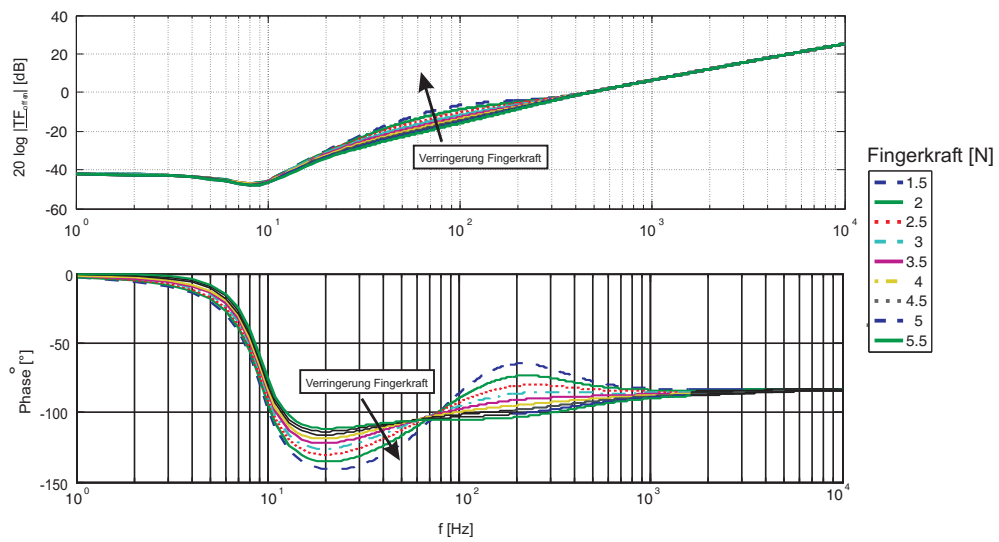
Abbildung 7.3 schließlich zeigt das Bodediagramm der offenen Rückkopplung. Die Phase fällt nicht unterhalb von  $-180^\circ$  im Bereich der relevanten Fingerkräfte. Potentiell instabil kann

---

<sup>1</sup>Mit der hier vorliegenden Geschwindigkeitsinformation  $\underline{v}_{out}$  kann darüberhinaus eine Überwachung der Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit als übergeordnete Sicherheitsfunktion der Aktoreinheit erfolgen.



**Abb. 7.2:** Vereinfachtes Blockschaltbild von *HapCath* mit Angriffspunkten der Störgrößen .

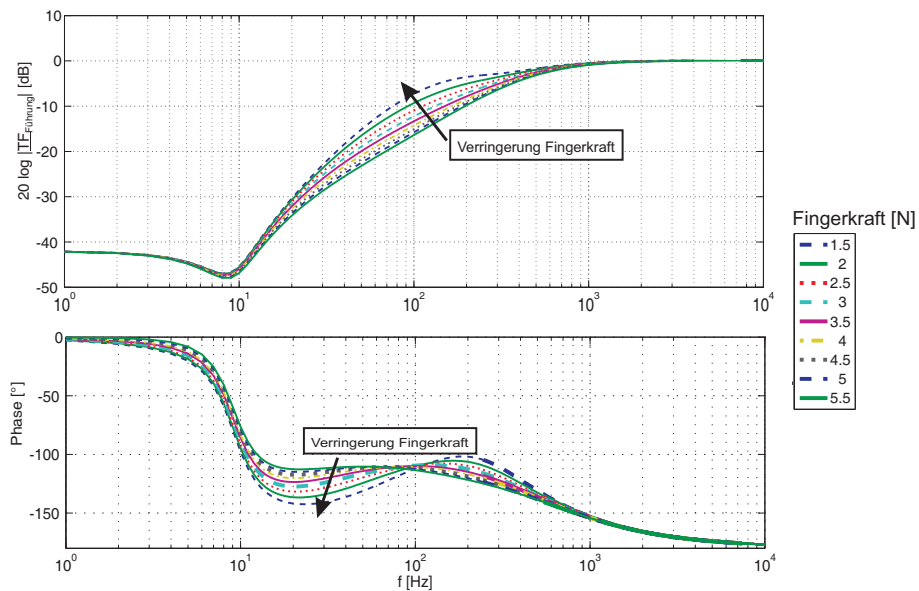


**Abb. 7.3:** BODE-Diagramm der Übertragungsfunktion des offenen Kreises  $TF_{\text{oeff}} = G_{\text{System}} G_{\text{Nutzer}}$  .

der Bereich zwischen 100 Hz und 200 Hz werden. Der Kurvenschar dieses Diagramms liegt der Messbereich der Fingerkraft bis zur Untergrenze von 1,5 N zu Grunde. Eine Extrapolation zu niedrigeren Kräften hin hat eine weitere Phasenverringering und Amplitudenüberhöhung zu Folge. In Berücksichtigung der Messunsicherheit der Nutzerimpedanz ist daher für diesen Frequenzbereich eine Dämpfung in der Steuerkette von *HapCath* vorzusehen. In Verbindung mit den Erkenntnissen bezüglich des Geschwindigkeitsübertragungsverhalten (s.u.) ist ein adaptiver Regler sinnvoll.

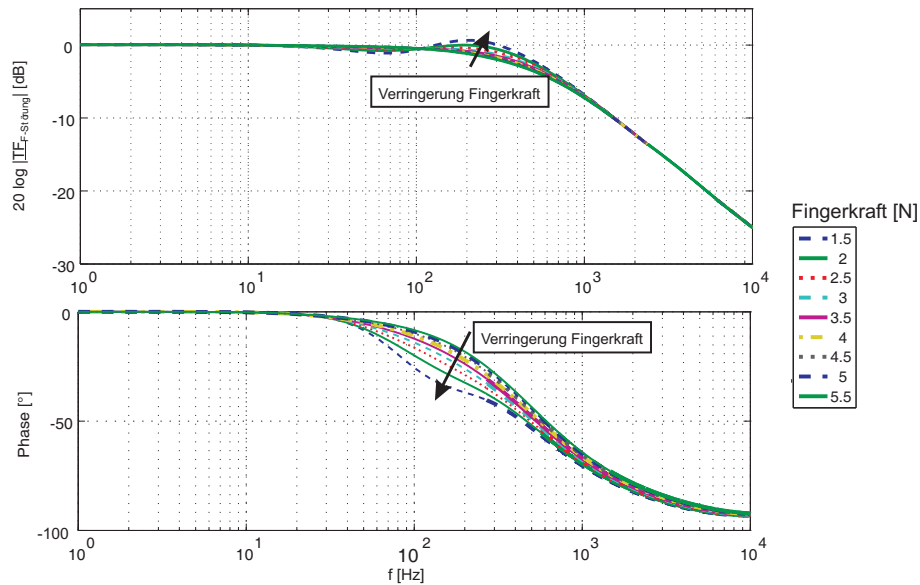
Zur Bewertung der Auswirkungen von Instabilität von *HapCath* werden drei Übertragungsfunktionen betrachtet.

- Die Führungsübertragungsfunktion als Kriterium, ob das rückgekoppelte System ohne Einfluss von Störgrößen stabil ist.
- Die Störungsübertragungsfunktion von  $\underline{F}_{\text{noise-int}}$ , mit dem Ziel zu überprüfen, ob eine beliebige Anregung des Systems durch eine Kraft am intrakorporalen Sensor stabil ist.
- Die Störungsübertragungsfunktion von  $\underline{v}_{\text{ind}}$ , mit dem Ziel zu überprüfen, ob der Nutzer durch bewusste Bewegungen das System destabilisiert.



**Abb. 7.4:** BODE-Diagramm der Führungsübertragungsfunktion  $TF_{\text{Führung}} = \frac{G_{\text{System}} G_{\text{Nutzer}}}{1 - G_{\text{System}} G_{\text{Nutzer}}}$

Zuächst wird die Führungsübertragungsfunktion des rückgekoppelten Systems (Abb. 7.4). Diese zeigt rein passives Verhalten für den relevanten Frequenzbereich zwischen 1 Hz und 10 kHz.

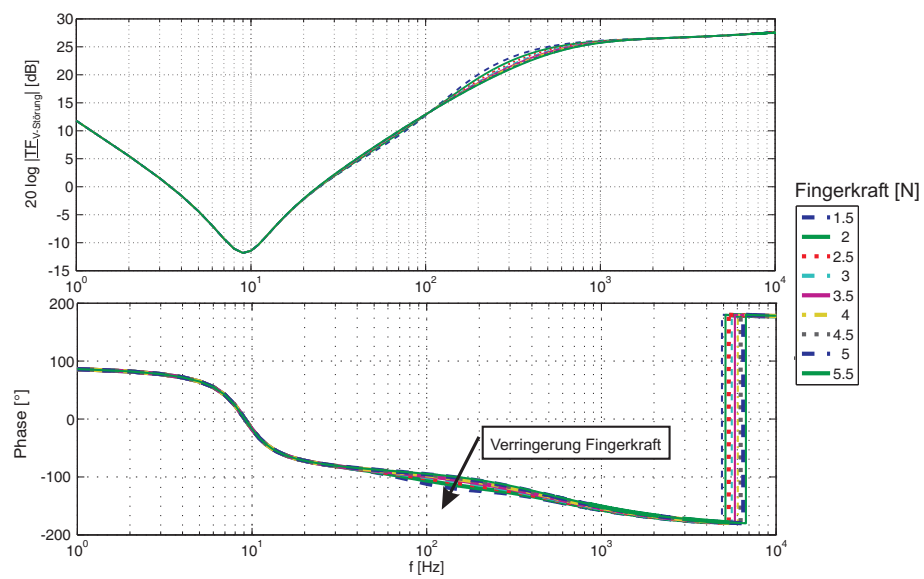


**Abb. 7.5:** BODE-Diagramm des Störübertragungsverhalten für  $E_{\text{noise-int}}$   $TF_{\text{F-Störung}} = \frac{G_{\text{Aktor}}}{1 - G_{\text{System}} G_{\text{Nutzer}}}$

Abbildung 7.5 zeigt das BODE-Diagramm der Reaktion des rückgekoppelten Systems auf Störungen bei  $E_{\text{noise-int}}$ , was der Messung von Kräften an der Führungsdrahtspitze entspricht, normiert auf den Verstärkungsfaktor 1. Das System weist bis 100 Hz eine lineare Transparenz der Kräfte auf. Dies entspricht den Anforderungen des Entwurfs an die Aktorik. Die generelle Übertragungscharakteristik entspricht einem PT1 Verhalten. Dies ist typisch für gesteuerte Displays niedriger Impedanz.

Abbildung 7.6 zeigt das Bodediagramm der Reaktion des rückgekoppelten Systems auf Störungen bei  $v_{\text{ind}}$ , was nutzerseitigen Störungen durch Bewegungen entspricht. Beachtenswert ist der Frequenzbereich bei 100 Hz bis 200 Hz. Dem Diagramm liegen gemessene und interpolierte Fingerimpedanzen zwischen 1,5 N und 5,5 N zu Grunde. Extrapoliert man die Impedanzen für Kräfte kleiner 0,5 N, fällt die Phase in diesem Bereich unter  $180^\circ$ . Generell muss empfohlen werden die Geschwindigkeit des Führungsdrahtes durch Messung am Aktor und Eingriff in die Rückkopplung zu begrenzen. Dies bietet weitere kontrollierende Sicherheit außer der systemischen Sicherheit selbst.

Als Ergebnis lässt sich festhalten, dass der geschlossene Kreis von *HapCath* von der Struktur her stabil ist.



**Abb. 7.6:** BODE-Diagramm des Störübertragungsverhalten für  $\underline{v}_{ind}$   $TF_{v-Störung} = \frac{G_{System}}{1 - G_{System} G_{Nutzer}}$  .



## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Arbeit setzt die Forschungsarbeiten [17],[29],[59],[72] am Institut für Elektromechanische Konstruktionen auf dem Gebiet des Entwurfs und der Gestaltung von haptischen Mensch-Maschine-Schnittstellen fort. Erstmals für die Arbeiten am Institut wird ein medizinischer Anwendungsfall für die Haptik untersucht. Bezüglich der Weiterentwicklung der Entwurfsmethodik für die haptischen Mensch-Maschine-Schnittstelle lag der Schwerpunkt dieser Arbeit auf der Erweiterung ingenieurwissenschaftlicher Analyse- und Entwurfstechniken. Auf dem Gebiet der Medizintechnik stand das neuartige haptische Kathetersystem *HapCath* und die Ableitung der quantitativen Anforderungen an die Systemkomponenten im Vordergrund. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse zu diesen Teilaufgaben und eine Beschreibung der sich anschließenden Wege in Forschung, Weiterentwicklung und Kommerzialisierung wird in den folgenden Abschnitten gegeben.

### 8.1 Haptische Wahrnehmung

Die Präzisierung des Grobkonzeptes zum Projekt *HapCath* erforderte eine vertiefende Analyse der Entwurfsmethoden für haptischen Mensch-Maschine-Schnittstellen. Ergänzend zu einem breiten Experimentalwissen aus vorangegangenen Projekten wurde eine umfassende Literaturrecherche zu der Thematik durchgeführt. Das Resultat zeichnet ein zweigeteiltes Bild: Auf biologisch physiologischer Ebene wurden bereits sehr umfangreiche Experimente zur Wahrnehmung durchgeführt und die gewonnenen Daten interpretiert. Dagegen fehlen für eine quantifizierbare ingenieurmäßige Beschreibung haptischer Systeme gegenwärtig technisch anwendbare Entwurfsmethoden. Die bekannten Methoden beziehen sich entweder auf die Analyse bestehender Systeme, oder berücksichtigen nicht die frequenzabhängige Wahrnehmung des Menschen. Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Analysemethode für die haptische Wahrnehmung entwickelt, die, basierend auf etablierten Beschreibungen technischer Systeme mit LTI-Übertragungsblöcken, unter Berücksichtigung neuronalwissenschaftlicher Erkenntnisse, eine Möglichkeit zur Beschreibung haptischer Systeme bietet.

## Analysemethoden der Wahrnehmung

Die Analysemethode der *ForceImpression* (FIP) berücksichtigt den Nutzer als Komponente des mechanischen Systems "haptisches Display". Hierzu musste ermittelt werden, ob eine verallgemeinernde Beschreibung des Menschen durch konzentrierte Bauelemente im Frequenzbereich  $>10$  Hz experimentell nachweisbar ist. Ein bestehender Impedanzmessplatz wurde adaptiert sowie in Abhängigkeit gegriffener Geometrien und der dabei auftretenden Kräfte, die Impedanz des Menschen gemessen. In einem mehrstufigen Analyseverfahren entstand eine allgemeingültige Beschreibung des Nutzers für die untersuchte Griffsituation. Darüberhinaus wurden relevante Abhängigkeiten der Impedanz insbesondere von der Griffstärke formuliert und zur Plausibilitätsprüfung eingesetzt.

Mit Kenntniss der Impedanz wurde, unter Rückgriff auf Wahrnehmungskennlinien aus Neurologie und Biologie, eine Rechenvorschrift zur Umrechnung physikalischer Größen in haptisch bewertete physiologische Wahrnehmungs-Größen formuliert. Dies geschah in Anlehnung an die Beschreibung der optischen und akustischen Wahrnehmung. Die Methode wurde an mehreren Beispielen und zusammenfassend in Bezug auf *HapCath* angewendet und interpretiert.

## Kenndaten der Wahrnehmung

Resultat der Ergebnis-Interpretation ist eine Vielzahl von Kenndaten zur haptischen Wahrnehmung, welche sich aus den visualisierten Aktorkennlinien der haptisch bewerteten Kräfte und Stellwege ergeben. Die Kenndaten wurden aufgelistet und individuelle Formeln angegeben, um haptische Systeme in jedem Schritt der Entwicklung zukünftig auf die Qualität der zu erwartenden Darstellung zu überprüfen. Bezüglich *HapCath* wurden einige der Kenndaten erstmalig angewendet.

## Strukturierung haptischer Displays

Neben der Entwicklung der Bewertungsmethodik für die Qualität haptischer Displays wurde außerdem eine allgemeingültige Klassifizierung haptischer Systeme formuliert, welche in der Literatur oft unklare Begrifflichkeiten und Anforderungen wie Steuerung und Regelung von Systemen mit hoher oder niedriger mechanischer Impedanz trennt. *HapCath* wurde anhand dieser Klassifizierung bewertet und eingeordnet.

## Fortführung der Forschung an haptischer Wahrnehmung

Die Fortführung der mit dieser Arbeit begonnenen Forschung auf dem Gebiet haptischer Wahrnehmung sollte in drei Richtungen erfolgen:

- Die Methode der *FIP* basiert auf der begründeten Annahme, dass die Wahrnehmung des Menschen in der Fingerbeere unabhängig davon ist, ob eine Kraft oder eine Auslenkung eingekoppelt wird. Literaturdaten zur Ermittlung der Wahrnehmungsschwelle basieren auf Messungen unter sinusförmigen Auslenkung im Bereich einiger  $\mu\text{m}$  bei der Frequenz maximaler Empfindlichkeit. In den Experimenten gilt es zu überprüfen, ob zwischen den Wahrnehmungsschwellen bei Einprägung einer Auslenkung bzw. Kraft lediglich das Integral der Impedanz des Nutzers als Faktor liegt. Die Verifikation der Wahrnehmungsschwelle bezüglich Kräfte, ist in letzter Konsequenz nur durch mehrere Experimente unter Verwendung einer Kraftquelle mit einer Genauigkeit von einigen Millinewton zu erreichen. Die Entwicklung einer Kraftquelle dieser Güte, die darüber hinaus für weiterführende Experimente zur haptischen Wahrnehmung z.B. unter mechanischer Vorspannung des Fingers geeignet ist, sowie die Durchführung der Experimente und Analyse der Daten, wäre ein wichtiges an diese Arbeit anschließendes Forschungsprojekt.
- Die Methode der *FIP* liegt mit Abschluss dieser Arbeit als eine Rechenvorschrift vor, die auf experimentell gewonnene Datensätze oder auf errechnete Impedanzverläufe angewendet werden kann. Ähnlich wie in den Disziplinen der Optik und Akustik wäre es wünschenswert, wenn ein Messgerät verfügbar wäre, das als Messgröße die bewertete Wahrnehmung einer mechanischen Schwingung oder der Impedanz eines technischen Systems erfasst. Ein solches Messgerät müsste die Impedanz des Nutzers nachbilden und eine Kraft oder eine Verschiebung messen. Die Datenverarbeitung könnte dann eine spektrale Untersuchung der Messdaten vornehmen. Die Entwicklung eines solchen Messsystems und die Applikation der Methode auf unterschiedliche Kontaktsituationen hätte auch unter kommerziellen Gesichtspunkten hohe Bedeutung. Dies beruht vor allem darauf, dass mit einem solchen Messgerät nicht nur aktive haptische Systeme, sondern auch passive (wie z.B. Taster der Bedienelemente eines KFZ) auf ihren haptischen Eindruck quantitativ untersucht werden könnten.
- Neben der Weiterentwicklung der Analysemethoden zur Charakterisierung haptischer Displays hat die durchgeführte umfangreiche Literaturanalyse deutlich gezeigt, dass eine Methodik zum Entwurf haptischer Systeme fehlt. Daher würde ein weiteres Forschungsziel in der Überprüfung, gegebenenfalls der Präzisierung und darauf aufbau-

end auf einer Verallgemeinerung der ingenieurwissenschaftlichen Entwurfsmethoden für haptische Systeme aus dieser Arbeit bestehen.

### 8.2 *HapCath*

Im Rahmen dieser Arbeit ist die Idee zu dem neuartigen Assistenzsystem *HapCath* entstanden. Das Umfeld des Assistenzsystems wurde analysiert und die exakte Anwendung für *HapCath* sowie die medizinische Motivation identifiziert und durch Literaturangaben belegt. Durch die Begeisterung der klinischen Partner von dem Konzept wurde frühzeitig eine Förderung über industrielle oder wissenschaftliche Quellen angestrebt, welche durch das DFG Projekt WE 2308/3-1 2005 umgesetzt werden konnte. Resultat der Förderung sind zwei Stellen, die sich mit der Weiterentwicklung der Aktorik <sup>1</sup> und der Sensorik <sup>2</sup> bis Ende 2007 auseinander setzen. Im Rahmen dieser Forschungsarbeiten soll auch erstmalig ein Labormuster eines haptischen Kathetersystems aufgebaut und erste Tests an einem Phantom durchgeführt werden. Die wichtigsten Ergebnisse der in dieser Arbeit durchgeführten Grundlagenuntersuchungen zum Themenfeld *HapCath* sind im Folgenden zusammengefasst.

#### Systembetrachtung

Die Systembetrachtung von *HapCath* hat alle Komponenten identifiziert sowie eine optimale Beschreibungs-Struktur ermittelt. Es gelang die einzelnen Komponenten des rückgekoppelten Systems zu identifizieren und durch Näherungen im Rahmen der zu Verfügung stehenden Daten zu modellieren. Die mechanischen Eigenschaften von Führungsdrähten wurden analytisch und numerisch beschrieben. Für das viskoelastische Gefäßverhalten konnte ein Modell entwickelt und programmiert. Die Bewegung von Führungsdrähten im Gefäßbaum wurde analysiert und im Rahmen einer numerischen Simulation abgebildet. Eine abschließende analytische Betrachtung des Systems zeigt die regelungstechnische Stabilität des Konzeptes.

#### Aktorik

Bezüglich der Aktorik wurde ein elektrodynamisches Aktorprinzip ausgewählt, welches die Anforderungen von *HapCath* erfüllt. Die Auswahl resultiert aus einer Gegenüberstellung möglicher Aktoren für haptische Systeme. Zur Optimierung der haptischen Wahrnehmung von elektronisch kommutierten elektrodynamischen Aktoren erzeugte Momente, wurde eine

---

<sup>1</sup>Frau Stephanie Klages

<sup>2</sup>Herr Thorsten Meiß

Schaltung zur verbesserten Kommutierung entwickelt, aufgebaut und erprobt. Im Rahmen von mehreren Prototypen wurde der Einfluss in zwei Freiheitsgrade der Bewegung des Führungsdrahtes auf die Kinematik identifiziert, und eine optimierte Anordnung des gewählten Aktors entwickelt.

### **Kraftsensorik**

Bezüglich der Kraftsensorik wurde nach einer Bewertung denkbarer Sensorprinzipien ein optisches Sensorprinzip basierend auf der verformungsabhängigen Strahlungsreflexion in einem ersten Prototyp sowohl analytisch als auch numerisch untersucht, sowie in einem Labormuster umgesetzt. Erste Messungen beweisen die prinzipielle Eignung des Sensorprinzips für die Anwendung im durch *HapCath* definierten Umfeld.

### **Fortführung der Forschung an *HapCath***

Die Fortführung der Forschung am Projekt *HapCath* erfolgt im Rahmen des DFG-Projektes. Darüberhinaus lassen sich zukünftig alle Teilkomponenten auch für andere Anwendungen nutzen:

- Die Aktorik auf Basis elektrodynamischer Antriebe bietet die Basis für den Entwurf eines haptischen Displays für simulierte Katheterisierungen mit haptischen Feedback. Die numerische Bewegungssimulation von Führungsdrähten in komplexen Gefäßbäumen stellt die Grundlage zur Einschätzung der innerhalb einer echtzeitfähigen Simulation notwendig zu simulierenden mechanischen Interaktionen dar. Erste Kontakte zu Industriepartnern wurden im Rahmen der Arbeit geknüpft.
- Die vorgestellten optischen Kraftsensoren eignen sich insbesondere auch zur Messung in rauhem EMV belasteten industriellen Umfeld, beispielsweise zur Kraftmessung an Fertigungsanlagen der Webtechnik oder im Gebäudebau. Die Bearbeitung dieser Anwendungen im Rahmen eines Folgeprojektes ist vorgesehen.

## **8.3 Fazit**

Sowohl die Methode der *FIP* zur Beschreibung der haptischen Wahrnehmung als auch die Grundlagenarbeiten zum Projekt *HapCath* zeigen neuartige Lösungsmöglichkeiten bei der

Konzeption, dem Entwurf und der Gestaltung haptischer Systeme. Wird die *FIP* durch zukünftige weiterführende Analysen bestätigt, so bildet sie die Grundlage zur quantitativen Bewertung haptischer Wahrnehmung. Darauf aufbauend lassen sich kommerzielle Anwendungen der haptischen Messtechnik ableiten. Logische Konsequenz für die weiterführende ingenieurwissenschaftliche Forschung ist die Ableitung von Messvorschriften zur quantifizierten Erfassung haptischer Wahrnehmung und Einführung von Normalen zur Kalibrierung haptischer Schnittstellen - ähnlich wie es bereits heute in der Akustik und Optik der Fall ist. Wird das Projekt *HapCath* erfolgreich abgeschlossen und findet sich ein industrieller Partner für dessen Umsetzung, so kann das Assistenzsystem durch seine einfache Anwendung bei jeder Katheterisierung zur Unterstützung des Mediziners zum Einsatz kommen. Selbst wenn die Anwendung aus Kostengesichtspunkten nur auf wenige Spezialfälle beschränkt bleiben sollte, bietet *HapCath* die Möglichkeit, in kleine Gefäßdurchmesser sicherer als heute vorzudringen und komplexere Stenosen zu therapieren.

## **Inhaltsverzeichnis Anhang**

<b>A</b>	<b>Konzentrierte mechanische Bauelemente</b>	<b>173</b>
<b>B</b>	<b>Haptik - häufige Fragestellungen</b>	<b>175</b>
<b>C</b>	<b>Pflichtenheft</b>	<b>179</b>
<b>D</b>	<b>Ursachen von Arteriosklerose</b>	<b>183</b>
<b>E</b>	<b>Weitere Störgrößen am Miniatur-Kraftsensor</b>	<b>189</b>
<b>F</b>	<b>Beschreibung des Impedanzmessplatzes</b>	<b>195</b>
<b>G</b>	<b>Einfluss der Katheterschleuse</b>	<b>199</b>
<b>H</b>	<b>Fingerkraftsensoren</b>	<b>203</b>
<b>I</b>	<b>Impedanzmessung der Finger</b>	<b>207</b>
<b>J</b>	<b>Praxisbezogene Berechnung der Lorentzkraft</b>	<b>215</b>
<b>K</b>	<b>Kurzbeschreibung relevanter Aktorprinzipien</b>	<b>219</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>223</b>
	<b>Eigene Veröffentlichungen</b>	<b>235</b>
	<b>Lebenslauf</b>	<b>239</b>





## A Grundlagen der Netzwerkbeschreibung translatorischer mechanischer Systeme mit konzentrierten Bauelementen

Zur Beschreibung technischer Systeme ist eine Modellbildung der realen physikalischen Eigenschaften notwendig. Ein zentrales Werkzeug ist die Verwendung von linearen, zeitinvarianten Gliedern mit konzentrierten Bauelementen. Der folgende Abschnitt stellt eine kurze Einführung in diese Thematik dar. Weitere Details sind insb. [77] zu entnehmen.

Konzentrierte Bauelemente repräsentieren reale physikalische Objekteigenschaften. Sie vereinfachen diese Eigenschaften in drei grundlegenden Punkten:

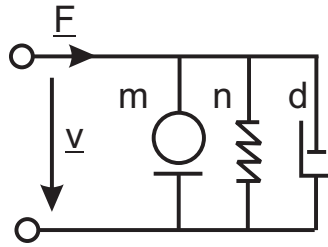
- Die durch die Bauelemente repräsentierten Objekte haben keine räumliche Ausdehnung - sie sind konzentriert in einem Punkt.
- Die Objekteigenschaften sind linear.
- Die Objekteigenschaften sind unabhängig von der Zeit.

Unter den oben genannten Einschränkungen sind drei Typen von Objekten ausreichend, um alle relevanten mechanischen Effekte zu beschreiben:

- Masse  $m$
- Feder mit Nachgiebigkeit  $n$  bzw. Federkonstante  $k$
- Viskose Reibung mit Dämpfung  $d$  bzw. Reibungskoeffizient  $r$

Sie werden durch Symbole entsprechend Abbildung A.1 dargestellt.

Mit den Bauelementen kann sowohl im Zeitbereich als auch im Frequenzbereich Modellbildung betrieben werden. Für die in dieser Arbeit dominierende Analyse auf Stabilität und Frequenzgang bietet sich die Beschreibung im Laplacebereich mit komplexen Zahlen an. Da in allen betrachteten Fällen von endlicher Betriebsdauer ausgegangen werden kann, gilt  $p = j\omega$  (mit  $j \cdot j = -1$ ) als komplexe Kreisfrequenz. Zur Berechnung eines komplexen Systemverhaltens unterscheidet man zwei Quotienten:



**Abb. A.1:** Symbole konzentrierter mechanischer Bauelemente .

- mechanische Impedanz  $\underline{Z} = \frac{F}{v}$
- mechanische Admittanz  $\underline{Y} = \frac{v}{F}$

Somit gilt für:

die Masse:  $p m = \underline{Z}$

die Feder:  $\frac{1}{p n} = \frac{k}{p} = \underline{Y}$

die Reibung:  $r = d = \underline{Z}$

Die Bauteile lassen sich zu Netzwerken kombinieren. Der Umgang ist hierbei analog zu elektrischen Wechselstromnetzwerken. Je nachdem, ob die Geschwindigkeit oder die Kraft als Differenzgröße betrachtet wird, lassen sich zwei Analogien formulieren, was insbesondere Auswirkungen auf die Berechnung der Knoten- und Maschengleichungen in der Netzwerktheorie hat. Für diese Arbeit gilt die 2. Analogie, wobei  $\underline{F}$  die Fluss- und  $\underline{v}$  die Differenzgröße ist. Eine Überführung der mechanischen Netzwerke in ihre elektrischen Äquivalenzen findet hier nicht statt.

Die Einschränkung auf konzentrierte Bauelemente und damit Ortsunabhängigkeit lässt sich durch den Übergang zu finiten Netzwerkelementen oder durch Anwendung der Lösung von Wellengleichungen umgehen. Im Rahmen dieser Arbeit wird von diesen weiterführenden Methoden kein Gebrauch gemacht.

## B Haptik - häufige Fragestellungen

Wenn man sich mit haptischen Systemen neu beschäftigt, dann wird man immer einige Überlegungen anstellen, die einen aus den Erfahrungen des täglichen Lebens heraus an dem eigenen physikalischen Verständnis zweifeln lassen. Dieses Kapitel sei den provokativen Statements gewidmet und den Erläuterungen, warum man intuitiv die Aussagen als richtig empfindet, sie es aber bei näherer Betrachtung nicht sind.

### B.1 *Der Mensch regelt beides, Kraft und Position?*

Die häufigste Aussage die man hört ist, dass der Mensch in der Lage sei beides gleichzeitig zu regeln, sowohl Kraft als auch Position. Dies ist so nicht richtig und offensichtlich, wenn man sich den Menschen als technischen Zweipol vorstellt. Dieser Abstraktionsgrad widerstrebt vielen, daher an dieser Stelle ein etwas "sanfterer" Zugang zu dem Wunderwerk Mensch. Der Mensch ist durchaus in der Lage eine Position definiert zu erreichen. Jedes Heben eines Gegenstandes, Schreiben eines Briefes basiert auf dieser Fähigkeit. Ebenfalls ist richtig, dass der Mensch in der Lage ist, die Kraft, mit dem er Vorgänge ausführt, zu begrenzen. So wird die Kraft dosiert mit der z.B. eine Taste betätigt wird oder die Lenkung eines Fahrzeuges bedient wird. Denn zuviel Widerstand ist in der Regel ein Hinweis auf einen nicht gewollten Zustand. Der Mensch ist sensorisch dafür ausgestattet, sowohl Kraft als auch Positionsinformationen aufzunehmen. Er ist jedoch nicht in der Lage, gleichzeitig eine beliebige Kraft aufzubringen sowie eine beliebige Position zu halten. Problem hierbei ist weniger der Mensch, als das physikalische Umfeld, mit dem der Mensch interagiert. Ein mechanisches System, welches eine beliebige Kraft an einer beliebigen Position zulässt, wäre gleichzeitig ideal steif (beliebige Kraft) als auch ideal weich (Bewegung an beliebige Position). Die mechanische Impedanz ist also nicht definiert. Folglich kann der Mensch nur mit Systemen interagieren, die er an eine bestimmte Position bewegt (und dabei gewisse Grenzkraft nicht überschreitet) oder die er mit einer bestimmten Kraft bewegt (und dabei einen gewissen Bewegungsraum nicht verlässt). Ingenieurwissenschaftlich ausgedrückt ist der Mensch das Abbild zweier ineinander geschachtelter Regelkreise. Der innere Kreis entspricht einer Kraftregelung, welche von einer Positionsregelung überlagert wird. Diese Modellvorstellung erlaubt es, alle bewussten Interaktionen des Menschen mit seiner Umwelt zu verstehen (siehe auch Kapitel 2.2.1).

## **B.2 Haptische Displays können doch auch Positionen darstellen?**

Betrachtet man die Schnittstelle zwischen Mensch und Umwelt, so gibt es zwei physikalische Interaktionsformen: **Kraft** und **Geschwindigkeit** (bzw. deren zeitlichen Integrale und Ableitungen). Es ist daher nicht sofort ersichtlich, ob ein haptisches Display danach konstruiert sein müsste, eine definierte Kraft auszugeben und die resultierende Position zu messen (Impedance controlled); oder ob es eine definierte Position ausgeben sollte und die resultierenden Kräfte erfasst (Admittance controlled). Betrachtet man das neurologische Verarbeitungsmodell nach Kapitel 2.2.1 auf Seite 16, dann fällt auf, dass der auf der biologischen Seite schnellste Regelkreis derjenige der Kraftwahrnehmung ist. Der langsamere - übergeordnete - Regelkreis ist der der Positionswahrnehmung. Dies lässt erahnen, dass es technisch leichter ist ein Display zu entwerfen, welches eine definierte Kraft unabhängig von der Position erzeugt, da hierbei die Aktualisierung der Kraft nur so schnell erfolgen muss, wie eine Abweichung von der Position durch den Nutzer erkannt werden kann. Im Gegensatz dazu muss bei einem System, welches eine Position vorgibt, diese so schnell aktualisiert werden, dass der Nutzer welcher gegen die Position arbeitet, keine Veränderung der Kraft wahrnimmt. Dies ist technologisch ungleich schwieriger zu erreichen, nicht zuletzt auch deswegen, da auch die relative Genauigkeit der Kraftwahrnehmung sehr groß ist gegenüber der relativen Genauigkeit der Positionierung. Eine Entscheidung für eines von beiden Prinzipien ist endgültig nur im Kontext der zu erreichenden Dynamik möglich. Nichtsdestotrotz gibt es einen Bereich haptischer Displays, in denen die Frage nach Kraft- oder Positionsvorgabe nicht so eindeutig zu beantworten ist: Im Feld der taktilen Displays.

**Taktile Displays** haben zum Ziel ausschließlich die taktilen Sensoren zu stimulieren, während kinästhetische Displays die tiefer liegenden kinästhetischen Sensoren bedienen. Da die Krafteinleitung bei kinästhetischen Displays immer über die Haut erfolgt, ist hier eine taktile Stimulation automatisch mit vorhanden und die Grenzwerte und Dynamik der taktilen Sensoren müssen beim Entwurf solcher Systeme berücksichtigt werden. Taktile Displays benötigen zwar nicht die hohe Ausgangsleistung der kinästhetischen Displays, haben aber in der Regel zusätzlich die Stimulation räumlich verteilter Areale auf der Hautoberfläche (meistens der Fingerkuppe) zum Ziel. Um eine Entscheidung darüber zu fällen, ob ein System Positionen oder Kräfte darstellen muss, ist ein Blick auf die Wahrnehmung der beiden Größen unumgänglich.

**Kraftwahrnehmung ist eine Konvention, es gibt keine Kraftwahrnehmung!** In der Tat ist es so, dass es keine Messung der Größe *Kraft* gibt. Kraft ist per Definition eine punktförmig wirkende Energieform in einem unendlich kurzem Zeitraum. Während die Unabhängigkeit von der Zeit uns in vielen physikalischen Größen vertraut ist, ist die Konzentration auf einen unendlich kleinen Punkt eher schwierig zu fassen. Daher kommt es auch, dass in der praktischen Ingenieurwissenschaft Kraft immer flächenbezogen als die Interaktion zweier Festkörper über eine Kontaktfläche - also als Druck -, oder innerhalb eines Volumens - also als Spannung - betrachtet wird. Außerdem ist kein physikalisches Messprinzip zum direkten Erfassen von Kräften bekannt. Lediglich die Auswirkung von Kräften in Form von Verschiebung oder innerer Spannung wird gemessen und über das bekannte Verhalten von Strukturen auf die wirkenden Kräfte rückgeschlossen. Die biologischen Sensoren für taktile und kinästhetische Wahrnehmung bilden da keine Ausnahme. Auch hier wird die Deformation des Gewebes gemessen, um einen Rückschluss auf die wirkenden Kräfte zu ziehen. Dennoch ist Kraft eine äußerst anschauliche Konvention, denn jeder Mensch erfährt ständig die Wirkung von Kräften. Statement:

**DER SINNESEINDRUCK EINER WIRKENDEN KRAFT BESCHREIBT DIE WAHRNEHMUNG DER PRÄSENZ EINER WIRKENDEN MECHANISCHEN ENERGIE, WELCHE ABER NOCH NICHT ALS POSITIONSÄNDERUNG ERFAHREN WIRD.**

Der primäre und genaueste Sinn zur Detektion von Positionen ist die visuelle Wahrnehmung. Beim statischen Halten eines schweren Steines z.B. ist der Ortssinn jedoch nicht in der Lage, die Deformation der Armmuskulatur durch die Anspannung, die Dehnung des Bizeps oder die Deformation der Handinnenseite zu erfassen. Dennoch ist es dem Menschen wohl bewusst, dass eine Energie wirkt, die er nur einen begrenzten Zeitraum aufbringen kann. Die Summe all dieser Sinneseindrücke, welche nicht dem Ortssinn entnommen werden können aber definitiv vorhanden sind, ist die haptische Wahrnehmung.

Bezieht man diese Aussage auf den Entwurf haptischer Displays, dann sind taktile Displays Systeme, welche taktile Sensoren in der Form ansprechen, dass durch die Wirkrichtung der Displays keine durch den Ortssinn wahrnehmbare Positionsänderung erfolgt. Folglich ist es nicht von Bedeutung, ob taktile Displays Kraft- oder Positionsänderungen vorgeben, solange die Bewegungen die notwendigen Deformationen in der Haut hervorrufen. Kinästhetische Displays kombinieren makroskopische Bewegungen mit Positionsänderungen in der Wirkrichtung der Kraft. Hier gelten also weiterhin die zuvor genannten Anforderungen an Güte der Kraftdarstellung unter Berücksichtigung der Positionsauflösung.



## C Pflichtenheft

Die folgende Tabelle zeigt den aktuellen Stand des Pflichtenheftes zu "HapCath", wie er sich aus den dargelegten Experimenten, Analysen und Berechnungen ergibt. Weiterführende Details zu den Unterpunkten *Kraftsensorik* und *Aktorik* werden in den im Rahmen des DFG Projektes WY 2308/3-1 geförderten Publikationen dargelegt.

**Tabelle C.1:** Pflichtenheft zum Projekt *HapCath*

<b>PFLICHTENHEFT "HAPCATH"</b> Stand: 09.09.2005			
F/W	BESCHREIBUNG	GRÖSSEN	QUELLE/KOMMENTAR
F/W <sup>1</sup>	<b>Verträglichkeitsbedingungen</b>		
F	Statischer Blutdruck	bis 150 mmHg	Maximalwerte Literatur
F	Dynamischer Blutdruck	40 – 100 mmHg	Maximalwerte Literatur
F	Medienresistenz gegen Blut für	$t > 60 \text{ min}$	Maximale Dauer eines Eingriffs
F	Medienresistenz gegen Kontrastmittel	$t > 20 \text{ min}$	maximale Dauer der Umströmung
F	Medienresistenz gegen Kochsalzlösung	$t > 6 \text{ h}$	
W	Medienresistenz gegen Kochsalzlösung	$t = \infty$	Dauerlagerung
F	Auftretenden Biegungen im Führungs- draht	$r > 10 \text{ mm}$	
F	Auftretende Temperaturveränderung	$\tau < 15 \text{ °C}$	Wechsel von Raum zu Körpertemperatur
F/W	<b>Anforderungen Sensorik</b>		
F	maximaler absoluter Messfehler	20 mN	haptisches Kenndatum
F	maximaler reduzierter Messfehler	1,67 mN	haptisches Kenndatum
Fortsetzung auf nächster Seite ...			

<sup>1</sup>F: Forderung, W:Wunsch

<i>Fortsetzung</i>			
F/W	BESCHREIBUNG	GRÖSSEN	QUELLE/KOMMENTAR
F	Maximalkraft	200 mN	nach Simulationen
W	Überlastschutz für größere Kräfte		da Kraftspitzen nach Simulation möglich
F	minimale Kraftauflösung	10 mN	haptisches Kenndatum
F	untere Grenzfrequenz	0,01 Hz	quasi statisch
F	obere Grenzfrequenz	$\approx 100$ Hz	keine größeren Dynamiken
F	Montageort	Spitze	Ergebnis von Simulationen
F	Sterilisierbarkeit		
W	Einwegprodukt		
W	geringe Kosten	$< 100 \text{ EUR}$	Vergleichbar mit integrierten Miniatur-Druck-Sensoren
F/W	<b>Anforderungen Aktorik</b>		
F	maximal darstellbare Kraft	1 N	haptisches Kenndatum
F	minimale störende Kraft	10 mN bei $f_{\max}$ von $\underline{v}_{\text{ind}}$	haptisches Kenndatum
F	Kraftauflösung im Arbeitsfrequenzbereich	10 mN	haptisches Kenndatum bei 5:1 Übersetzung der Kräfte
W	Kraftauflösung im Arbeitsfrequenzbereich	2 mN	haptisches Kenndatum bei 1:1 Übersetzung der Kräfte
F	maximale Bewegungsgeschwindigkeit	0.2 m/s	Beobachtungen
F	untere Grenzfrequenz der Krafterzeugung	0.01 Hz	quasi statisch
F	obere Grenzfrequenz der Krafterzeugung	100 Hz	realistischer Bereich der Kraftanregung
F	Sterilisierbarkeit der im "Zugriff" befindlichen Komponenten		
<i>Fortsetzung auf nächster Seite ...</i>			



---

<i>Fortsetzung</i>			
F/W	BESCHREIBUNG	GRÖSSEN	QUELLE/KOMMENTAR
F/W	<b>Anforderungen Rückkopplungs- schleife</b>		
F	Stabilität in allen Bediensituationen		
F	Stabilität im Anregungsfrequenzbereich	1 – 10 Hz	
F	Verhinderung von Gefäßverletzungen		



## D Medizinisches Hintergrundwissen - Ursachen von Arteriosklerose

Bei der Beschäftigung mit medizintechnischen Fragestellungen ist es erforderlich, die spezifische Terminologie der Mediziner zu verwenden und neben den rein ingenieurwissenschaftlichen Fragen den biologisch-physiologischen Hintergrund zu verstehen. Der folgende Abschnitt dient der Klärung und Abgrenzung der Termini zu den unterschiedlichen Formen von Stenosen. Weiterhin wird die Arteriosklerose und das aktuelle Verständnis dieser Indikation erläutert.

### D.1 Systematik der Stenosen

Die *Stenose* (Verschluss) beschreibt eine "Dauerhafte, angeborene oder erworbene Einengung eines Kanals" [102]. Sie ist laut Definition daher Ursache-, Ort- und Wertfrei. Im Folgenden konzentriert sich die Beschreibung auf Stenosen im System der Blutgefäße. Man unterscheidet (Abb. D.1) zwischen *chronischen* und *akuten* Verschlüssen.

**Chronische Verschlüsse** entstehen über einen langen Zeitraum und häufig an multiplen Stellen im Gefäßsystem. Sie sind i.d.R. Resultat einer zugrunde liegenden Erkrankung des Organismus, z.B. in Form einer Stoffwechselstörung durch eine zu hohe Cholesterinkonzentration im Blut. Solche multiplen (höhergradigen) Stenosen sind immer das Resultat von arteriosklerotischen Plaques (siehe Kapitel D.2). Diese bilden ungefähr drei Stunden nach der Öffnung organisierte *Thromben*, d.h. einen mit einer Art Bindegewebe durchwachsenen Blutpfropf, welcher das Gefäß als *Thrombose* blockiert. Die medizinische Gegenmaßnahme der Wahl bei arteriosklerotischen Plaques ist die Weitung durch Stents.

**Akute Verschlüsse** werden in zwei Gruppen unterschieden. Im Falle einer *Embolie* verschließt ein noch unorganisierter Thrombus (ein *Embolus*) an der Stelle der Entstehung oder verschleppt an anderen Stellen im Gefäßsystem ein Gefäß. Eine häufige Form der Embolie ist der Schlaganfall (*Insult* = Infarkt im Gehirn), bei dem ein Embolus bis in die Hirnarterien

verschleppt wurde<sup>1</sup>. Akute Embolien sind nicht immer eindeutig zu lokalisieren. Insbesondere wenn das Hirn betroffen ist, ist das therapeutische Mittel der Wahl das Einbringen von Wirkstoffen zur Lösung des Embolus (die *Lyse*). Dies kann auf zwei Arten geschehen. Bei der *systemischen Lyse* wird über einen Zugang z.B. am Arm der gesamte Kreislauf mit gerinnungshemmenden Wirkmitteln geflutet. Bei der *lokalen Lyse* wird über einen Katheter das betroffene Gefäß direkt vor Ort medikamentiert.

Die zweite akute Verschlussform ist die *Dissektion*. Hierunter wird das Ablösen eines Teils der Gefäßinnenwand verstanden. Dies kann Vorstufe eines arteriosklerotischen Plaques sein, kann durch mechanische Verletzung eines Gefäßes entstehen oder Resultat einer angeborenen Bindegewebsschwäche bei kleinen Gefäßdurchmessern sein. Therapeutisches Mittel der Wahl ist hier die Ballondilatation oder die Verwendung von Coils zur gezielten Verstärkung von Aneurysmen.

Generell gilt: Alle Formen der Verschlüsse können offen-chirurgisch behandelt werden, dann allerdings durch Dissektion des entsprechenden Aderabschnittes oder Legung eines Bypasses.

## D.2 Arteriosklerose - "Verkalkung" von Gefäßen?

Die folgende Beschreibung basiert im Wesentlichen auf den Ausführungen in [78].

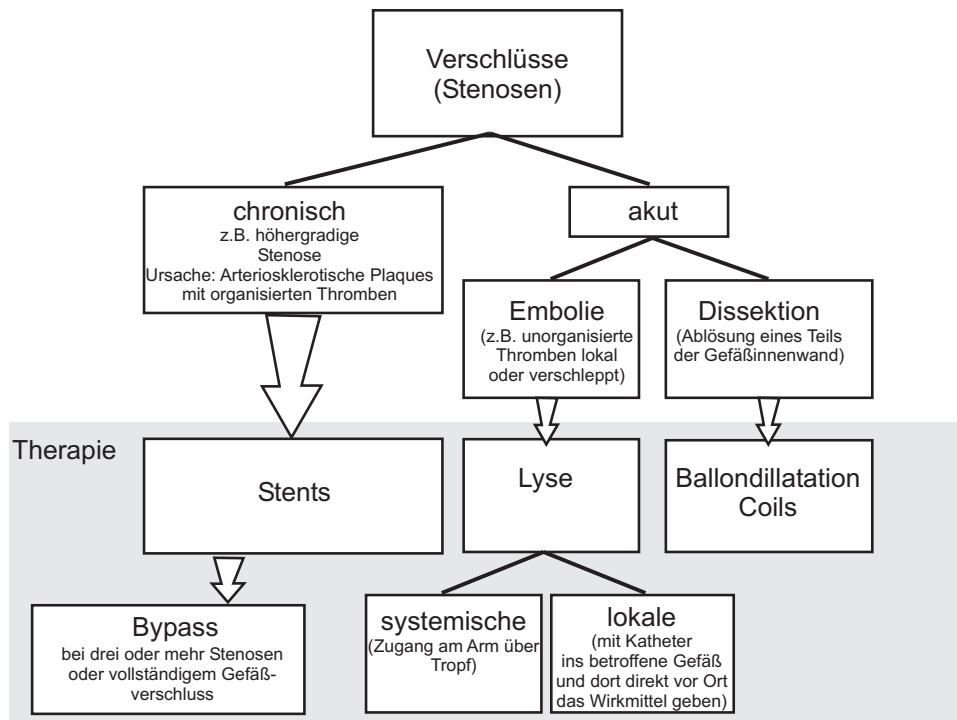
Eine arterielle Gefäßwand besteht aus fünf Schichten, welche sich in drei Gruppen zusammenfassen lassen (Abb. D.2):

1. Intima
2. Media
3. Adventitia

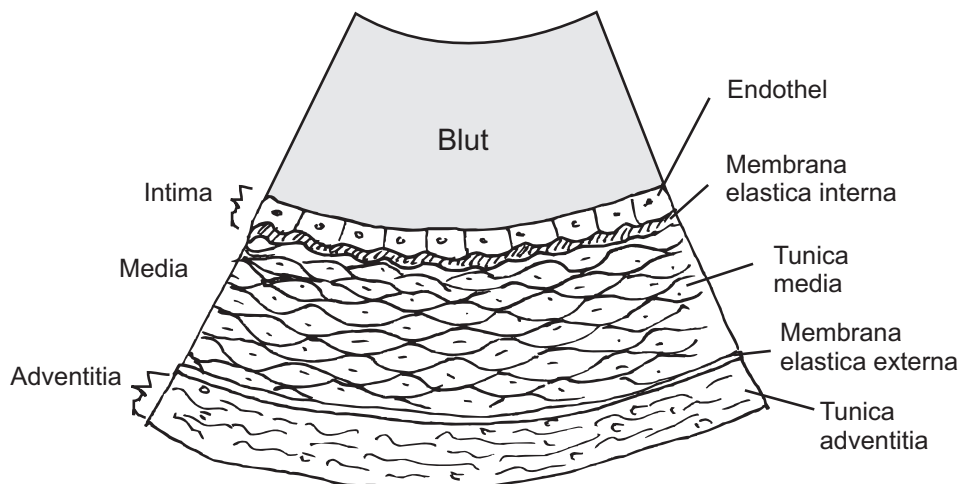
Die Intima ist dabei die einzige Schicht in direktem Kontakt mit dem Blut. Sie dient als eine Schutzschicht zwischen den faserigen Muskulaturzellen in der Media und dem Blut. Die Muskulatur selbst ist je nach Ader mehr oder weniger stark ausgeprägt. Sie bestimmt die Elastizität des Gefäßes. Die Adventitia dient im Wesentlichen der Integration des Gefäßes in das umgebende Gewebe.

---

<sup>1</sup>Der "Schlaganfall" als Resultat einer Embolie ist zu unterscheiden von der "Blutung", welche auch als "blutiger Schlaganfall" bezeichnet wird. Blutungen sind das Resultat von Tumoren oder Ausgüssen von *Aneurysmen* (Aussackungen im Gefäßbaum).



**Abb. D.1:** Systematik der medizinischen Begriffe für arterielle und venöse Verschlüsse .



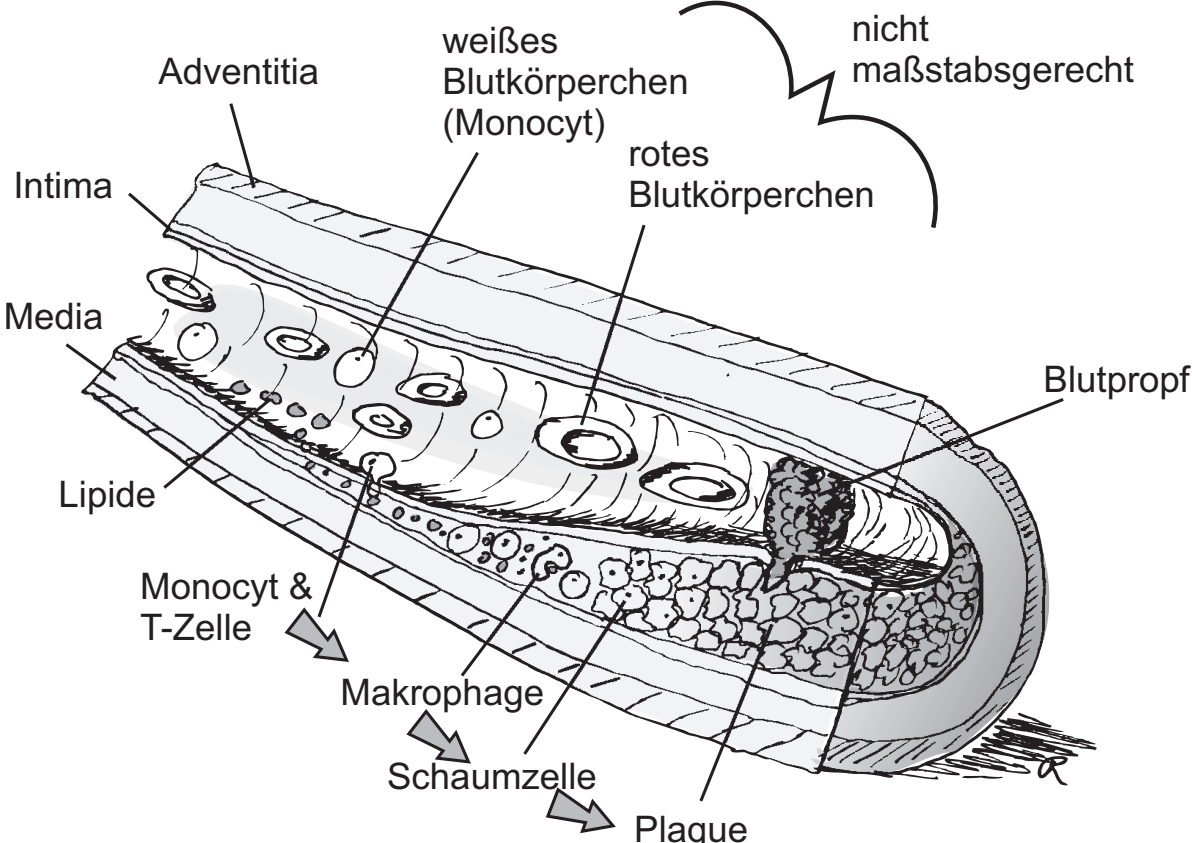
**Abb. D.2:** Querschnitt durch eine arterielle Gefäßwand .

Zwischen Intima und Blut findet ein geregelter Austausch von Nährstoffen und Stoffwechselprodukten statt. Ein zentraler Energieträger ist dabei Fett, sogenannte "Lipoproteine". Diese werden aus der Nahrung über die Synthese in der Leber oder in körpereigenen Depots gewonnen und in Form von Cholesterinkugeln über das Blut an die Verbraucher verteilt. Die Lipide haben dabei signifikante Relevanz für den Bau von Zellwänden, Zellkernen und Hormonen, insbesondere Steroid- (Geschlechts-) Hormonen. Man unterscheidet zwischen zwei verschiedenen Transportformen für die Lipoproteine. Low-Density-Lipide (LDL) befördern vorrangig Cholesterin aus der Leber in die Zielgewebe. High-Density-Lipide (HDL) transportieren verbrauchte Lipide zurück in die Leber zwecks Ausscheidung oder Recycling.

Ist der Anteil an LDL Partikeln im Blut zu hoch, dann absorbiert die Intima einen Anteil der Fette dauerhaft. Die Fette unterliegen - wie im makroskopischen Fall die Butter - einer Oxidation und werden "ranzig". Eine solche Veränderung resultiert in einer Aktivierung des Immunsystems. Die Endothelzellen veranlassen, dass Monocyten (weiße Blutkörperchen) in die Intima eintreten und dort in Form von Makrophagen die Fette resorbieren. Durch die Immunreaktion und in Zusammenarbeit mit T-Zellen und Entzündungsmediatoren wandeln sich die Makrophagen in *Schaumzellen*, welche einen dünnen Lipidstreifen zwischen Media und Intima bilden.

Während der Plaque wächst ist das Gefäß bestrebt die entstehende Dehnung und Gefahr des Riss der Intima zu kompensieren. Hierbei wächst eine Kappe aus kurzfasrigen Muskelzellen über dem Lipidkern. Diese Kappe kann hinreichend sein, um einen dauerhaft stabilen Plaque zu erhalten.

Ist dies nicht der Fall (Abb. D.3), dann reißt der Plaque auf. Da die Schaumzellen in Zusammenhang mit ihrer Immunreaktion eine große Menge gerinnungsförderndes Gewebsenzym herstellen, ergießt sich dieser Vorrat in das Gefäß. Es entsteht schlagartig ein Embolus, welcher den Blutstrom blockieren kann oder sich ablöst und in andere Gefäße verschleppt wird. Ein Infarkt tritt auf. Im Laufe von wenigen Stunden setzt sich die Vernetzung im Embolus weiter fort und es entwickelt sich ein stabiler Thrombus. Dieser kann u.U. durch das körpereigene Immunsystem wieder abgebaut werden.



**Abb. D.3:** Bildung eines Plaque.





## E Weitere Störgrößen am Miniatur-Kraftsensor

Der Kraftsensor wird im Einsatz am Menschen weiteren Störgrößen unterliegen.

### E.1 Temperatur

Während die Lagertemperatur sich im Bereich von  $-10^{\circ}\text{C}$  bis  $40^{\circ}\text{C}$  bewegt, liegt der Einsatztemperaturbereich zwischen  $\approx 18^{\circ}\text{C}$  im OP/Behandlungszimmer und  $35^{\circ}\text{C}$  bis  $38^{\circ}\text{C}$  im Menschen. Eine Temperaturabhängigkeit der Kraftmessung ist daher bei der Auswahl des Messprinzips zweitrangig. Problematisch kann in Abhängigkeit des Messprinzips eine Temperaturdrift werden, da gegenüber Raumtemperatur im Blutstrom relativ hohe Temperaturen vorliegen.

### E.2 Medien

Der Kraftsensor ist im Wesentlichen drei Medien ausgesetzt. Der Kontakt erfolgt dabei für die Dauer eines Eingriffs, also selbst bei komplexen Katheterisierungen maximal 60 min.

**Kochsalzlösung** Kochsalzlösung wird in einer physiologischen Konzentration ( $\text{NaCl}$  0,9%) zum Spülen des Führungsdrahtes und des Katheters beim Eingriff verwendet. Der Sensor muss hinreichend dicht gegenüber dieser dünnflüssigen Lösung sein. Kochsalzlösung stellt jedoch die geringsten Anforderungen an die Gehäusung gegenüber den anderen Medien.

**Kontrastmittel** Kontrastmittel wird bei jeder Katheterisierung zur Darstellung des Gefäßbaumes eingesetzt. Es handelt sich um eine röntgendichte Flüssigkeit auf Basis von Jod. Kontrastmittel ist höher viskos und körnig (vergleichbar mit Bananensaft). Weiterhin ist es klebrig. Kontrastmittel ist physiologisch unbedenklich und ph-neutral, kann strukturierte Oberflächen, aber in der Funktion durch Zusetzen und Verkleben behindern.

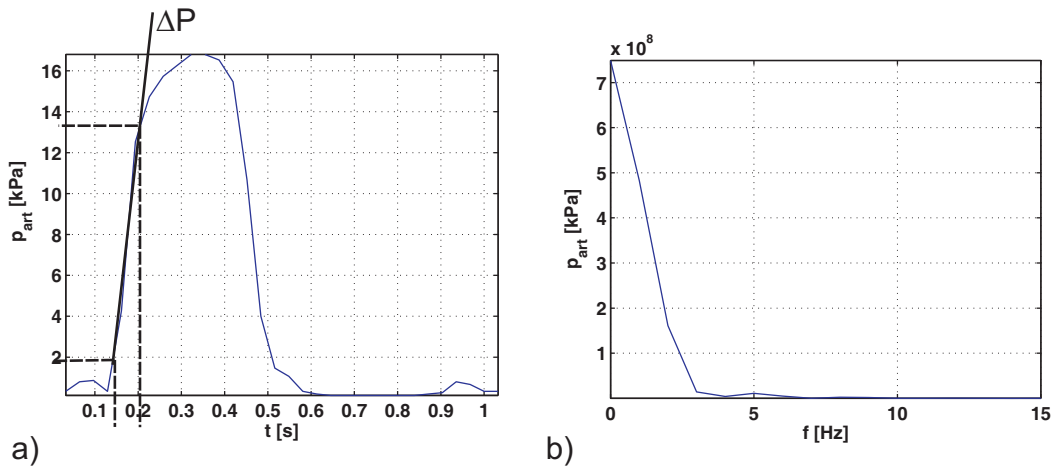
**Blut** Blut teilt sich in Blutplasma und die zellulären Bestandteile (Blutkörperchen, je nach Person, Geschlecht und Indikation  $\approx 40-45\%$  des Gesamtvolumens). Das Blutplasma besteht zu  $\approx 90\%$  aus Wasser und zu  $\approx 10\%$  aus gelösten Material wie Eiweiße, Stoffwechselprodukte und Elektrolyte. Unter die Eiweiße fallen auch die  $\gamma$ -Globuline oder Immunglobuline. Diese bilden die Basis für die Immunreaktion zur Abwehr von Fremdkörpern. Jedes technische Material ist ein solcher Fremdkörper und resultiert in einer entsprechenden Immunreaktion. Nach DIN EN ISO 10993-1 gilt für Medizinprodukte, welche kurzzeitig ( $t \leq 24\text{h}$ ) mit zirkulierenden Blut in Kontakt kommen, dass biologische Effekte der *Zytotoxizität*, *Sensibilisierung*, *Irritation oder intrakutane Reaktivität* und der *Hämokompatibilität* Berücksichtigung in der Entwicklung finden müssen. Während die ersten drei Effekte zwar relevant für die Verträglichkeit des Produktes sind und Auswirkungen auf das das Produkt umgebende biologische Material haben, hat alleine die *Hämokompatibilität* eine direkte mechanische Rückwirkung auf den Sensor. *Hämokompatibilität* bezeichnet die Thrombogenität einer künstlichen Oberfläche. Thrombogenität - Bildung von Thrombosen - resultiert aus der Absorption von Plasmaproteinen wie z.B. Fibrinogen. Eine Beschichtung mit Fibrinogen resultiert in einer Aktivierung von Thrombozyten, was wiederum zur Vergrößerung der Schicht führt [117]. Diese Schichtbildung kann insbesondere bei mechanischen Sensoren zu einem Fehler bis hin zum Ausfall führen. Es ist daher Sorge zu tragen, dass die Gehäusung eine ausreichende Antithrombogenität aufweist, entweder durch die Wahl geeigneter Werkstoffe (z.B. existiert eine breite Gruppe an Silikonen) oder geeigneter Beschichtungen. Eine Beschichtungsmöglichkeit ist die Verwendung von Heparin, welches bereits im biologischen System in Form von Heparinsulfat die Antithrombogenität der Gefäße gewährleistet.

### E.3 Schwankungen des Blutdrucks

Die folgende Beschreibung basiert auf den Abschätzungen von MEISS [84]. Damit ein Kraftsensor eine Kraft messen kann, ist der mechanische Kontakt über eine Fläche notwendig, welche sensitiv gegenüber durch das Medium Blut eingekoppelte Druckimpulse ist. Weiterhin weißt der Sensor eine räumliche Ausdehnung auf und wird im fließenden Blutstrom diesem einen fluidischen Widerstand bieten, was mit einem Staudruck verbunden ist. Mit einer Abschätzung dieses Effekts beschäftigt sich der folgende Abschnitt.

Der Druckverlauf in einem arteriellen Gefäß umfasst Spitzen bis  $p_{\max} = 20 \text{ kPa}$  und eine Bandbreite von unter  $20 \text{ Hz}$  (Abb. E.1). Der Frequenzbereich liegt somit vollständig im durch den Kraftsensor zu messenden Spektrum. Der maximale Druckgradient  $\Delta P_t$  beträgt  $\approx 3070 \frac{\text{Pa}}{\text{s}}$ . Als maximale Fließgeschwindigkeit des Blutes wird  $v_{\max} = 600 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$  angenommen,

die Pulswellengeschwindigkeit beträgt  $v_{\text{Puls}} = 5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$  [109].

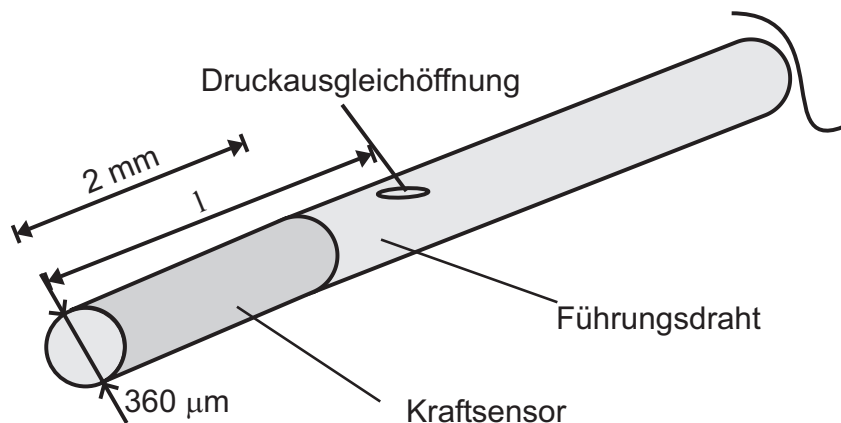


**Abb. E.1:** Druckverlauf des arteriellen Blutdrucks (herznah).  
a) Zeitbereich, b) Frequenzbereich (FFT) basierend auf [109].

Für die folgenden Berechnungen wird eine Geometrie eines Kraftsensors entsprechend Abbildung E.2 angenommen. Der Kraftsensor hat eine angenommene Länge von 2mm und den Durchmesser ( $360 \mu\text{m}$ ) eines Führungsdrahtes, auf dessen Spitze er montiert ist (Fläche  $A = \pi \frac{360 \mu\text{m}^2}{2} \approx 565 \mu\text{m}^2$ ). Der vordere Abschluss ist plan, was eine worst-case Annahme für den Strömungswiderstand darstellt. Weiterhin wird eine Druckausgleichsöffnung mit dem Abstand  $l$  zur Sensorspitze definiert. Diese kann hinter dem Kraftsensor (also mit  $l \geq 2\text{mm}$ ) liegen, kann aber auch Teil des Kraftsensors sein.

Generell ist zu unterscheiden zwischen drei blutdruckinduzierten Störgrößen:

**Pulswellengeschwindigkeit** Durch die Tatsache, dass sich die Pulswelle durch das Gefäß mit endlicher Geschwindigkeit  $v_{\text{Puls}}$  fortpflanzt wird der Sensor über der Länge unterschiedliche Druckpotentiale erfahren. Die Druckdifferenz ist Abhängig von der Geschwindigkeit der Pulswelle sowie der Länge zwischen Messfläche und Druckausgleichsöffnung. Es gilt:



**Abb. E.2:** Angenommene Geometrie des Kraftsensors für die Störgrößenberechnung .

$$F_{\text{Welle}} = \Delta P_x \cdot A = (P(0) - P(l)) \cdot A$$

$$\text{mit } \Delta P_t = \frac{dP}{dt} = 3070 \frac{\text{Pa}}{\text{s}}$$

$$\text{und } v_{\text{Puls}} = \frac{dx}{dt} = 5 \frac{\text{Pa}}{\text{s}}$$

$$\text{und } P_x = \frac{dP}{dx} \cdot l$$

$$\rightarrow \frac{dP}{dx} = \frac{3070 \text{ Pa}}{5 \text{ m}} = 614 \frac{\text{Pa}}{\text{m}}$$

Mit  $l = 2 \text{ mm}$  ergibt sich für  $F_{\text{Welle}} = 695 \text{ pN}$ .

**Staudruck** Trifft ein strömendes Medium auf eine Wand, entsteht ein Staudruck. Dieser Staudruck wird durch

$$F_{\text{Stau}} = \rho \cdot A \cdot v_{\text{max}}^2$$

vereinfacht angenähert. Mit der Dichte von Blut  $\rho = 1,055 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$  ergibt sich für  $F_{\text{Stau}} = 11 \text{ nN}$ .

**Atmosphärischer Druck** Es ist prinzipiell denkbar, dass der Kraftsensor nach einem Prinzip aufgebaut wird, bei dem der Blutdruck relativ zum atmosphärischen Druck oder abso-

lut wirkt. Diese Störgröße "Blutdruck" ergäbe folgende Messfehler:

$$F_{\text{Atmosphärisch}} = p_{\text{max}} \cdot A = 11 \mu\text{N}$$

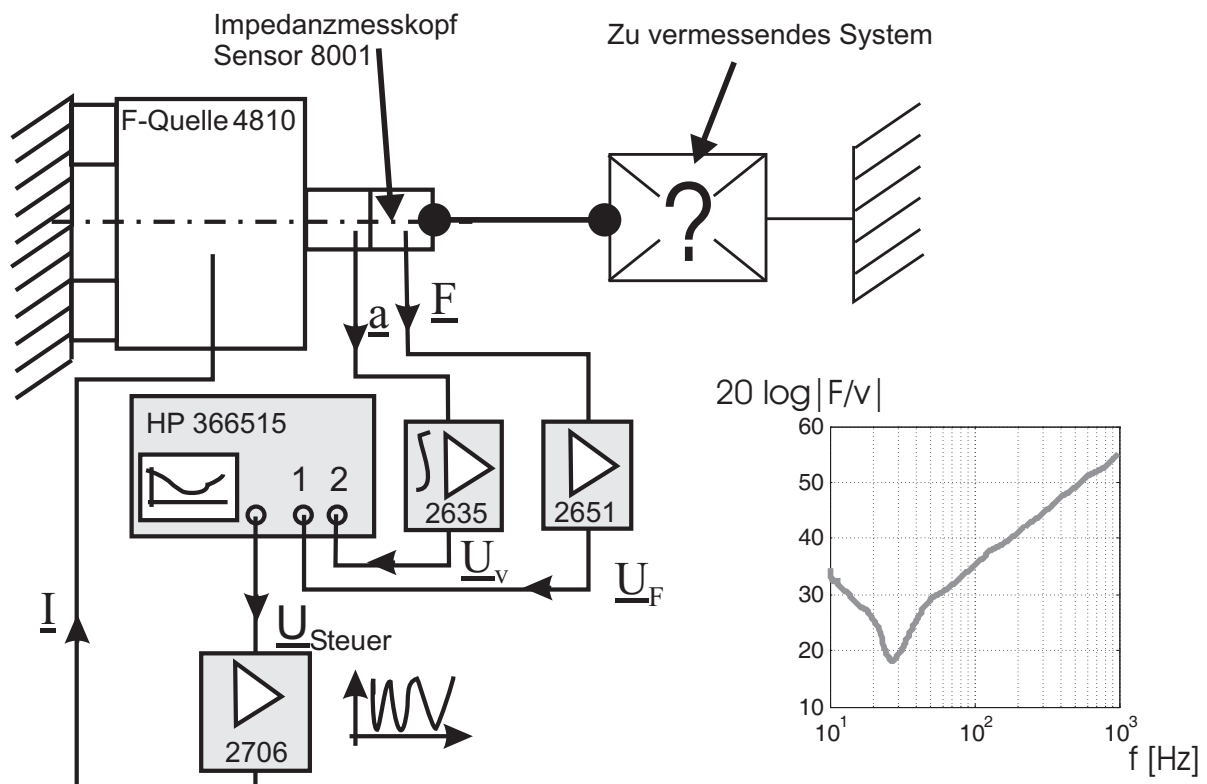
$$F_{\text{absolut}} = (p_{\text{max}} + 1\text{bar}) \cdot A = 0,3 \text{ mN}$$

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass der Blutdruck bei der gegebenen Fläche keinen signifikanten Messfehler verursachen wird.



## F Beschreibung des Impedanzmessplatzes

Im Rahmen dieser Arbeit war es zur Charakterisierung der Nutzerimpedanz sowie bei Messungen an mechanischen Komponenten von HapCath notwendig, Impedanzen zu messen. Zu diesem Zweck dient ein Messaufbau, welcher im Folgenden in seinen Komponenten sowie dem zu erwartenden Messeigenschaften dargestellt wird (Abb. F.1).



**Abb. F.1:** Blockschaltbild des Impedanzmessplatzes.

Die Komponenten des Messplatzes sind in Tabelle F.1 zusammengefasst. Der Messplatz besteht aus dem Signalanalysator HP 3566515 Dynamic Signal Analyzer. Dieser bietet die Möglichkeit in Abhängigkeit einer Frequenz zwei Messgrößen (hier Kraft und Geschwindigkeit) aufzunehmen. Der Ausgang des HP ist über den Power Amplifier 2706 mit dem elektrodynamischen Schwingererger 4810 verbunden. Dieser koppelt die mechanische Energie

über den Impedanzmesskopf 8001 in das zu vermessende mechanische System ein. Der Impedanzmesskopf liefert über piezoelektrische Sensoren zwei Messgrößen: die Beschleunigung sowie die wirkende Kraft. Die aus der Beschleunigung resultierenden Ladungen werden im Charge-Amplifier 2635 integriert und als Geschwindigkeit an den Signalanalysator übergeben. Die aus der Kraftmessung resultierenden Ladungen werden über den Charge-Amplifier 2651 als spannungsproportionales Signal an den Signalanalysator übergeben. Dieser trägt die Werte im logarithmischen Maßstab in Amplitude und Phase übereinander auf. Die resultierenden Ergebnisse erfahren in den genutzten und in Tabelle F.1 dokumentierten Einstellungen für die Messverstärker einen multiplikativen Skalierungsfaktor von 107, mit dem die Impedanzen multipliziert werden müssen (bzw. 40,58 dB zum Ergebnis addiert werden muss). Die Steuerung des Messplatzes erfolgt über ein in LabView geschriebenes Programm, welches über die GBIP Schnittstelle mit dem Signalanalysator kommuniziert und welches bereits in den Vorarbeiten [15] und [59] für Messungen an mechanischen Systemen Anwendung gefunden hat.

**Tabelle F.1:** Komponenten des Impedanzmessplatz

BEZEICHNUNG	HERSTELLER	BESCHREIBUNG	WICHTIGE EINSTELLUNGEN
Charge Amplifier Type 2635	Brüel & Kjær	Ladungsverstärker mit Integrator	$100 \frac{\text{pC}^2}{\text{m}}$ ; $10 \frac{\text{mV}}{\text{Unit}}$ ; 1Hz lower Freq.; 3kHz upper Freq.; Power Source ”+”
Charge Amplifier Type 2651	Brüel & Kjær	Ladungsverstärker	$1 \frac{\text{mV}}{\text{pC}}$
Power Amplifier Type 2706	Brüel & Kjær	$U/I$ -Wandler	begrenzt auf 0,3 A
HP 3566515 Dynamic Signal Analyzer	Hewlett Packard	Signalanalysator	siehe SW-LabView
Impedanzmesskopf 8001	Brüel & Kjær	Piezoelektrischer Sensor zur $a$ - und $F$ -Messung	-
Schwingerreger 4810	Brüel & Kjær	Elektrodynamischer Shaker	-



---

Der Reproduzierbarkeitsfehler der Impedanzmessungen kann für Lasten  $< 2\text{ N}$  mit dem Impedanzmessplatz und oben stehenden Komponenten nach Wiederholungsmessungen im Frequenzbereich zwischen 10 Hz und 1 kHz als kleiner **10%** angegeben werden.

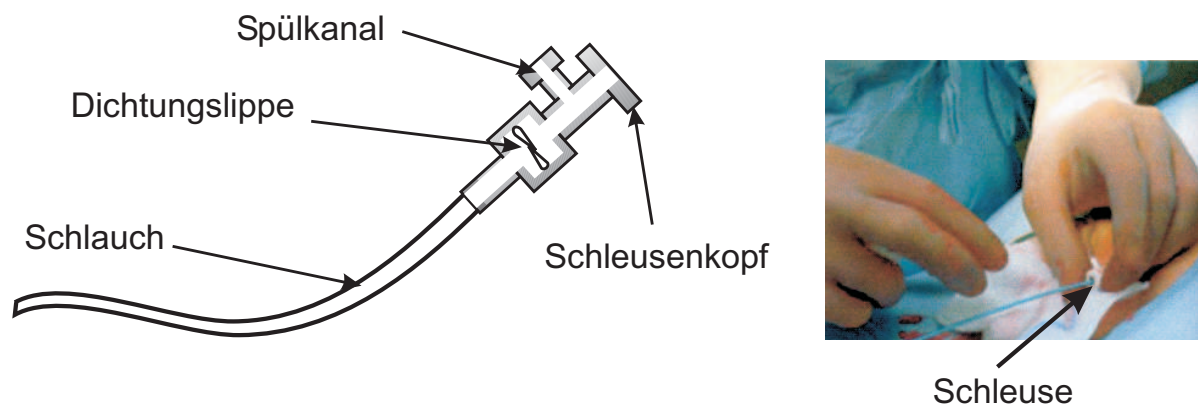


## G Einfluss der Katheterschleuse auf das dynamische Übertragungsverhalten

Nachdem der Einfluss des Gefäßes auf die Steuerkette aus Abbildung 3.2 auf Seite 37 in Abschnitt 4.5 auf Seite 69 hinreichend diskutiert wurde ist es notwendig die Übertragungseigenschaften der Katheterschleuse auseinander zu analysieren.

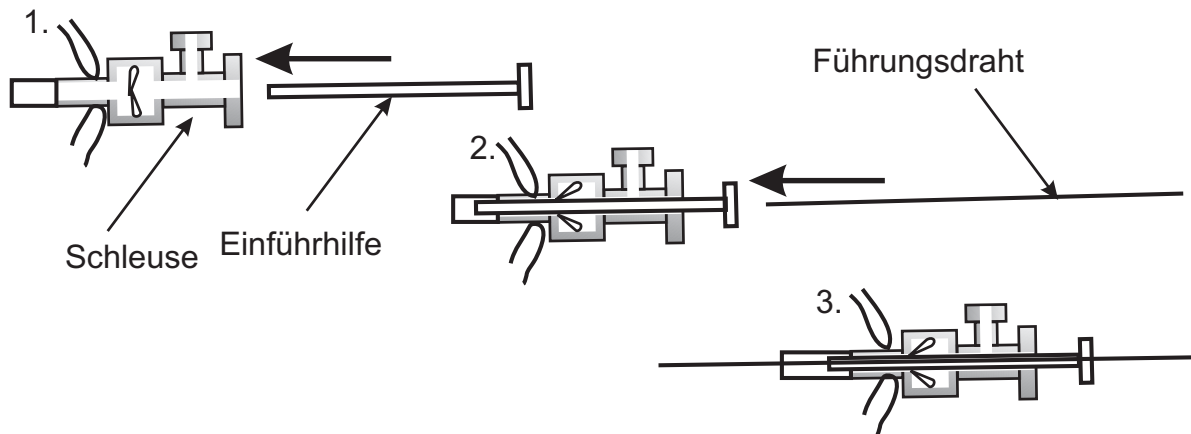
### G.1 Aufbau der Schleuse

Die Katheterschleuse hat die Aufgabe einen Zugang zum Gefäß zur Verfügung zu stellen und beim Wechsel der Katheter/Führungsdrähte den Blutverlust gering zu halten. Sie besteht (Abb. G.1) im Wesentlichen aus einem Hohlrohr, welches in die Arterie eingeführt wird, sowie einer Dichtlippe und einem Adapter zum Anschluss von Schläuchen, über die Medien (i.d.R. Kochsalzlösung zum Spülen) eingeleitet werden können.



**Abb. G.1:** Aufbau der Katheterschleuse .

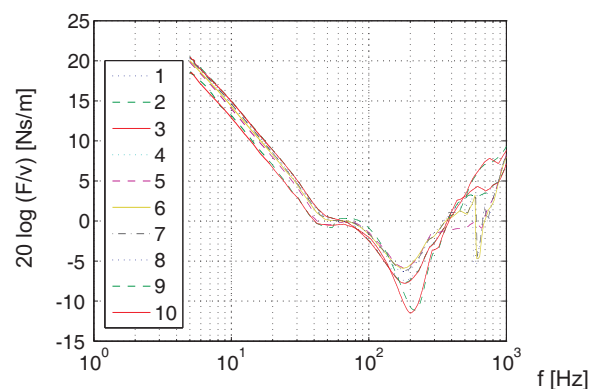
Die dünnsten Führungsdrähte ( $\varnothing 360 \mu\text{m}$ ) sind in der Regel nicht in der Lage die Dichtlippe zu durchstoßen. Dazu wird häufig eine Hilfe in Form eines kurzen Schlauches eingeführt, durch den der Draht diese Engstelle passieren kann (Abb. G.2). Die Hilfe wird nach Einführen des Drahtes wieder entfernt.



**Abb. G.2:** Schema beim Einführen eines Führungsdrahtes durch einen Hilfs-Schlauch.

## G.2 Messwerte und Schlussfolgerungen

Mit Hilfe des Impedanzmessplatzes aus Kapitel F auf Seite 195 wurde die mechanische Impedanz eines Führungsdrahtes in einer Schleuse untersucht. Das System war zusätzlich angefeuchtet. Der entsprechende Amplitudengang ist Abbildung G.3 zu entnehmen.



**Abb. G.3:** Amplitudengang von 10 Messungen eines Führungsdrahtes in einer Katheterschleuse .

Die Interpretation des Amplitudenganges lässt mehrere Schlussfolgerungen zu. Dieser Amplitudengang kann eine Kombination aus Nachgiebigkeit und Masse darstellen. Da jedoch keine signifikanten und durch die Kalibrierung bereinigten Massen auftreten, ist eine Interpretation des Amplitudenganges als Abbild des 2ten und 3ten Bereiches der Stribeckkurve

wahrscheinlicher, mit Haft- und Mischreibung bzw. mit Flüssigkeitsreibung.



## H Fingerkraftsensoren

Die Fingerkraftsensoren dienen zum Messen der Kraft zwischen Daumen-, Mittel- und Zeigefinger während einer einige Minuten andauernden Impedanzanalyse im Frequenzbereich zwischen 20 Hz und 1 kHz. Die Kraft muss während dieser Zeit durch den Probanden auf einem von vier Leveln zwischen 1,5 N und 5,5 N gehalten werden. Die Messung der Fingerkraft ist daher quasi statisch (Grenzfrequenz  $\ll 1$  Hz). Ziel war es, schnell aufzubauende Sensoren mit geringer Störanfälligkeit und niedrigen Anforderungen an die auswertende Schaltung zu entwerfen. Die resultierende Konstruktion sowie die Kenndaten sind im Folgenden zusammengefasst.

### H.1 Konstruktion und Auslegung

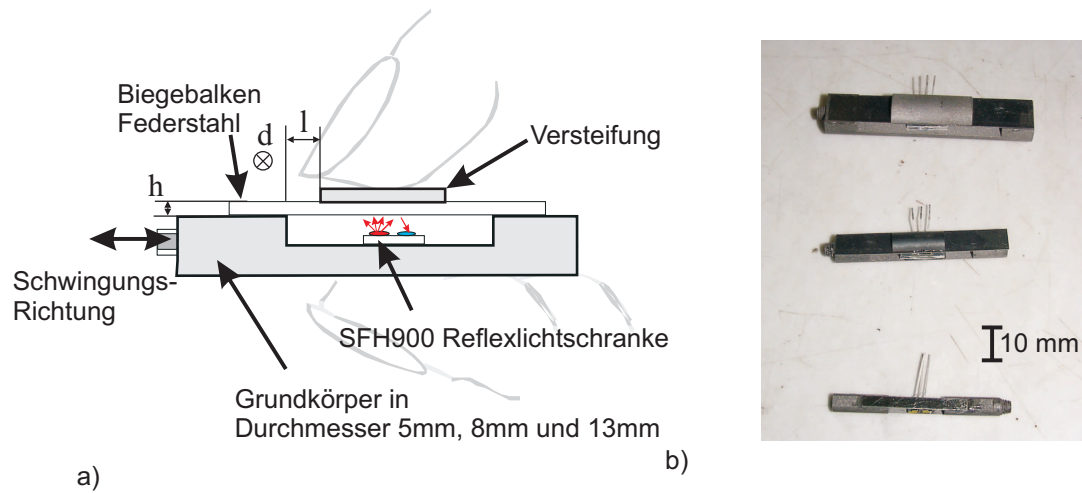
Das Konstruktionsprinzip der Kraftsensoren (Abb. H.1) basiert auf der Reflexlichtschranke "SFH 900" von Siemens, welche in einem Trägerkörper montiert ist. Die Reflexlichtschranke emittiert Infrarote Strahlung gegen die Unterseite eines Federstahls, welcher mittig mit einer Versteifung versehen ist. Alle Komponenten sind miteinander mit "Loctite 3430" verklebt. Mathematisch handelt es sich bei dem Biegekörper um eine Parallelschaltung zweier beidseitig eingespannter Träger mit der Länge  $l$ , Breite  $d$  und Stärke  $h$ . Unter der Verwendung von Formel H.1 aus [70] ergibt sich Gl. (H.2) für die Höhe, unter der Annahme einer maximalen Auslenkung  $s$  des zu verwendenden Materials.

$$s = \frac{F l^3}{E b h^3} \quad (\text{H.1})$$

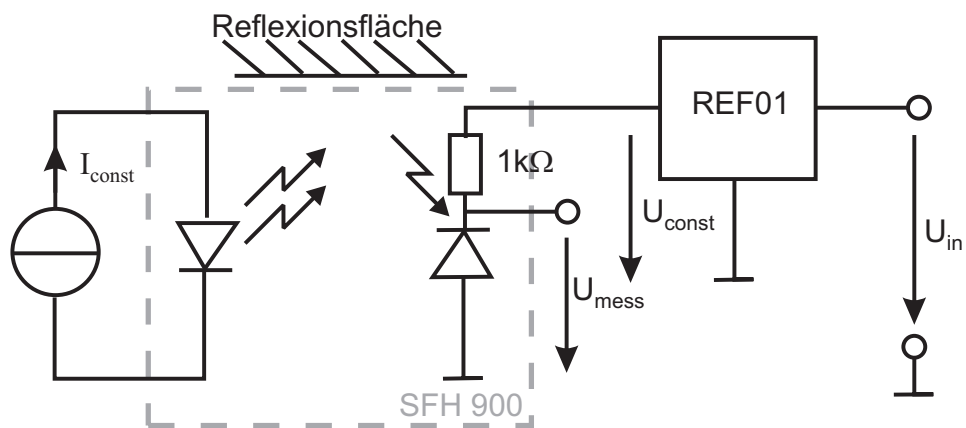
$$h = \left( \frac{F l^3}{E b s} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (\text{H.2})$$

mit  $E_{\text{Federstahl}} = 220 \text{ GPa}$  [71]

Die Reflexlichtschranke wird Emitterseitig über eine Konstantstromquelle mit 10 mA gespeist. Empfängerseitig liegt eine über eine Konstantstromquelle "REF01" geregelte Spannung an (Abb. H.2).



**Abb. H.1:** Fingerkraftsensoren. a) Konstruktionsprinzip, b) aufgebaute ungehäusste Sensoren.

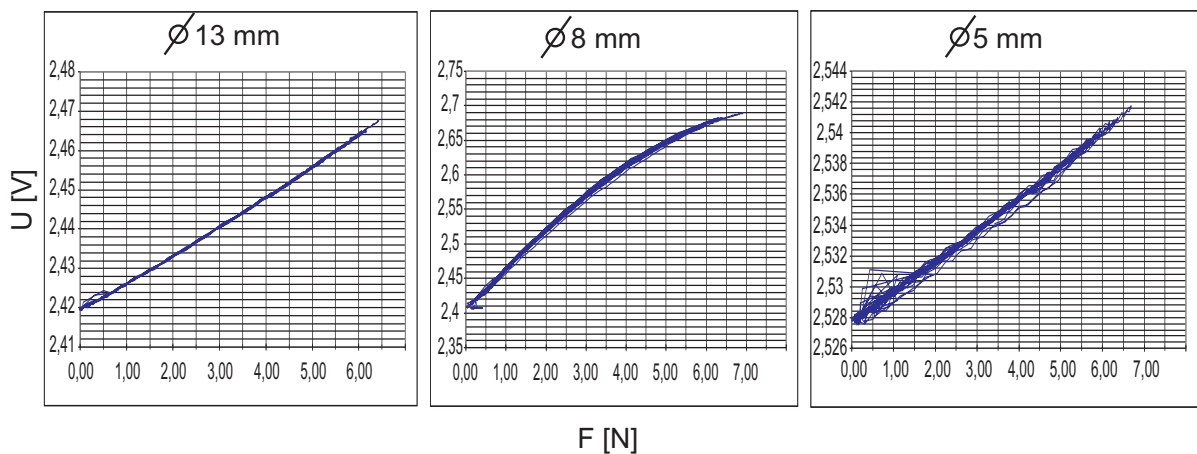


**Abb. H.2:** Beschaltung der Reflexionslichtschranke SFH900 .



## H.2 Kalibrierung und Messfehler

Die Kalibrierung der Fingerkraftsensoren erfolgt mit dem Referenzkraftsensor HBM S2 20N. Mit diesem wird bei einer Frequenz von  $\approx 1$  Hz eine Kraft von bis zu 6 N über einen Aluminiumkörper mit einem Radius von 8 mm, entsprechend der Abmessung des Daumens, eingekoppelt. Aus den resultierenden Kalibrierkurven mit jeweils fünf Perioden (Abb. H.3) wird der lineare Zusammenhang des Biegebalkens deutlich. Sättigungserscheinungen im Bereich hoher Kräfte resultieren aus einer nicht optimalen Ausnutzung des linearen Bereiches der Reflexlichtschranke. Aus den Diagrammen werden die Spannungsreferenzen für die vier Kraftstufen ermittelt und den Nutzer als einzuhaltender Spannungswert vorgegeben.



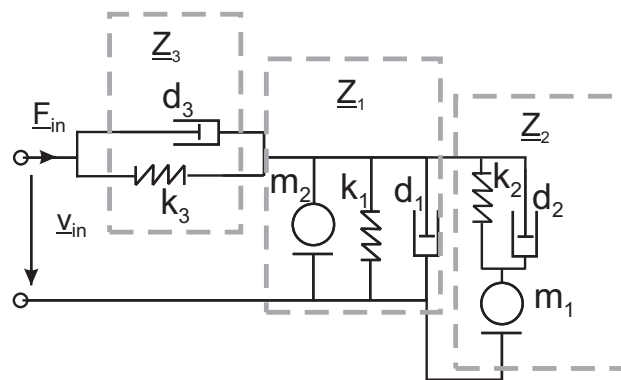
**Abb. H.3:** Kennlinien der drei Kraftsensoren .

Bei dem Ø5 mm-Kraftsensor ist anzumerken, dass die Körpertemperatur eine negative Drift des Sensors während der Messung aktiviert. In Zusammenhang mit der bereits erhöhten Messunsicherheit des Sensors im Vergleich zu den Sensoren höherer Durchmesser, ist dies bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen.



# I Impedanzmessung der Finger

Die Messdaten der Fingerimpedanzmessung werden durch das Modell aus Abbildung I.1 beschreiben. Dieser Abschnitt behandelt die Kenndaten der Güte dieser Näherung und umfasst die umfassende Darstellung der Kenndaten aller Modellparameter.



**Abb. I.1:** Näherungsmodell für die Fingerimpedanz .

## I.1 Kenndaten der Güte der Näherung

Die Güte der Näherung der Messdaten lässt sich quantitativ durch die Berechnung einiger Kenndaten beschreiben (Tabelle I.1).

Es fallen die außerordentlich geringen Werte für *mittlere Abweichung* und *mittlere Standardabweichung* auf. Dies steht im scheinbaren Gegensatz zu den maximalen maximalen und maximalen minimalen Abweichungen. Diese Angaben sind jedoch auf einzelne Ausreißer in den Messwerttabellen zurückzuführen, welche durch Loslassen der Sensoren bei der Messwerterfassung aufgetreten sind. Da die Datenerhebung sehr zeitaufwendig ist, wurden die Messreihen nur in Ausnahmefällen wiederholt.

**Tabelle I.1:** Kenndaten der Güte der Näherung

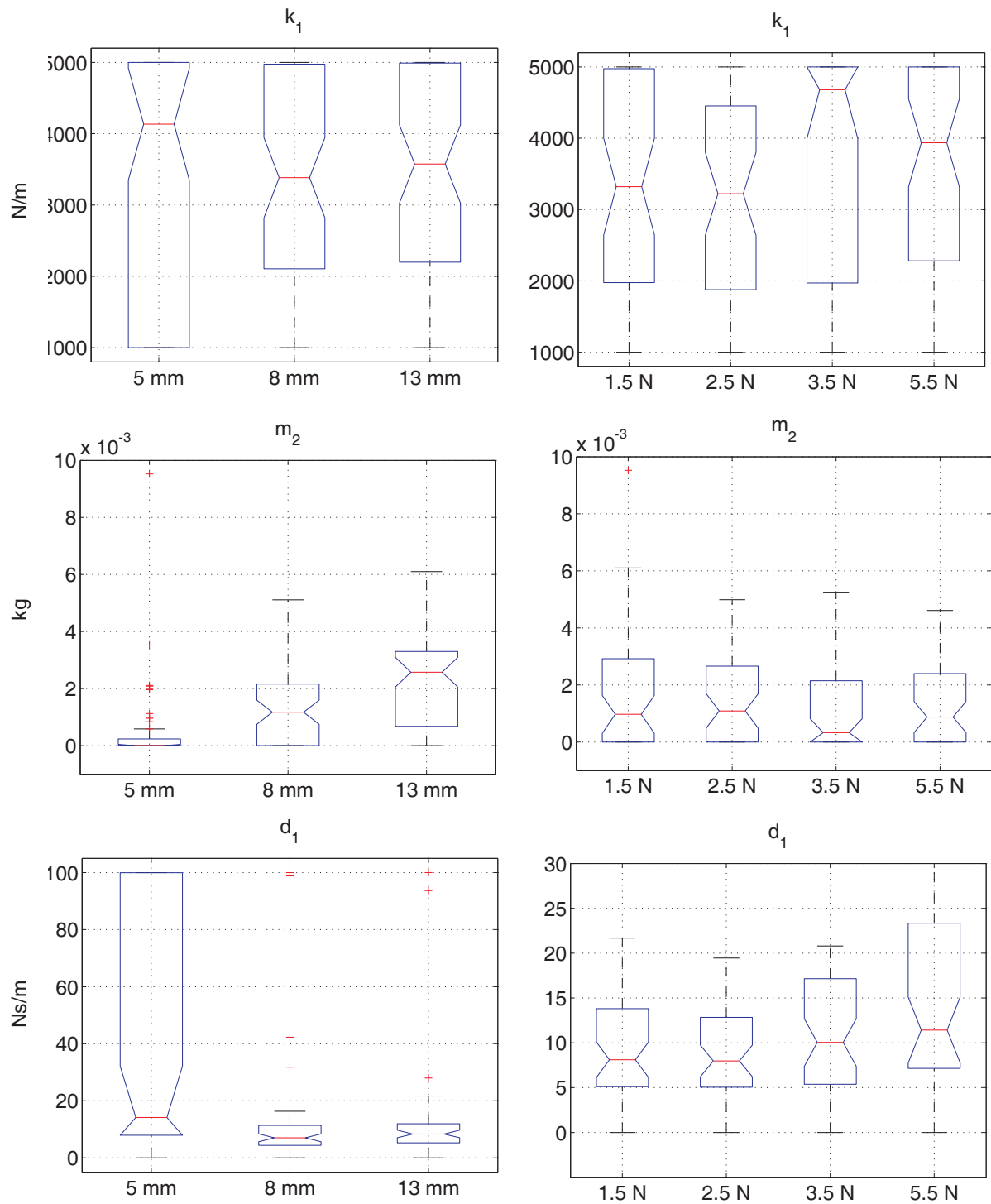
BEZEICHNUNG	WERT [dB]
Mittelwerte über alles	−0,2769
Maximaler Mittelwert	0,02781
Minimaler Mittelwert	−1,851
Standardabweichung der Mittelwert	0,3068
Mittlere maximale Abweichung	4,823
Maximale maximale Abweichung	20,084
Minimale maximale Abweichung	0,9274
Standardabweichung der maximalen Abweichung	2,691
Mittlere minimale Abweichung	−6,531
Maximale minimale Abweichung	−0,818
Minimale minimale Abweichung	−46,607
Standardabweichung der minimalen Abweichung	6,0212

## I.2 Normalverteilungsplots der Fingerimpedanzen

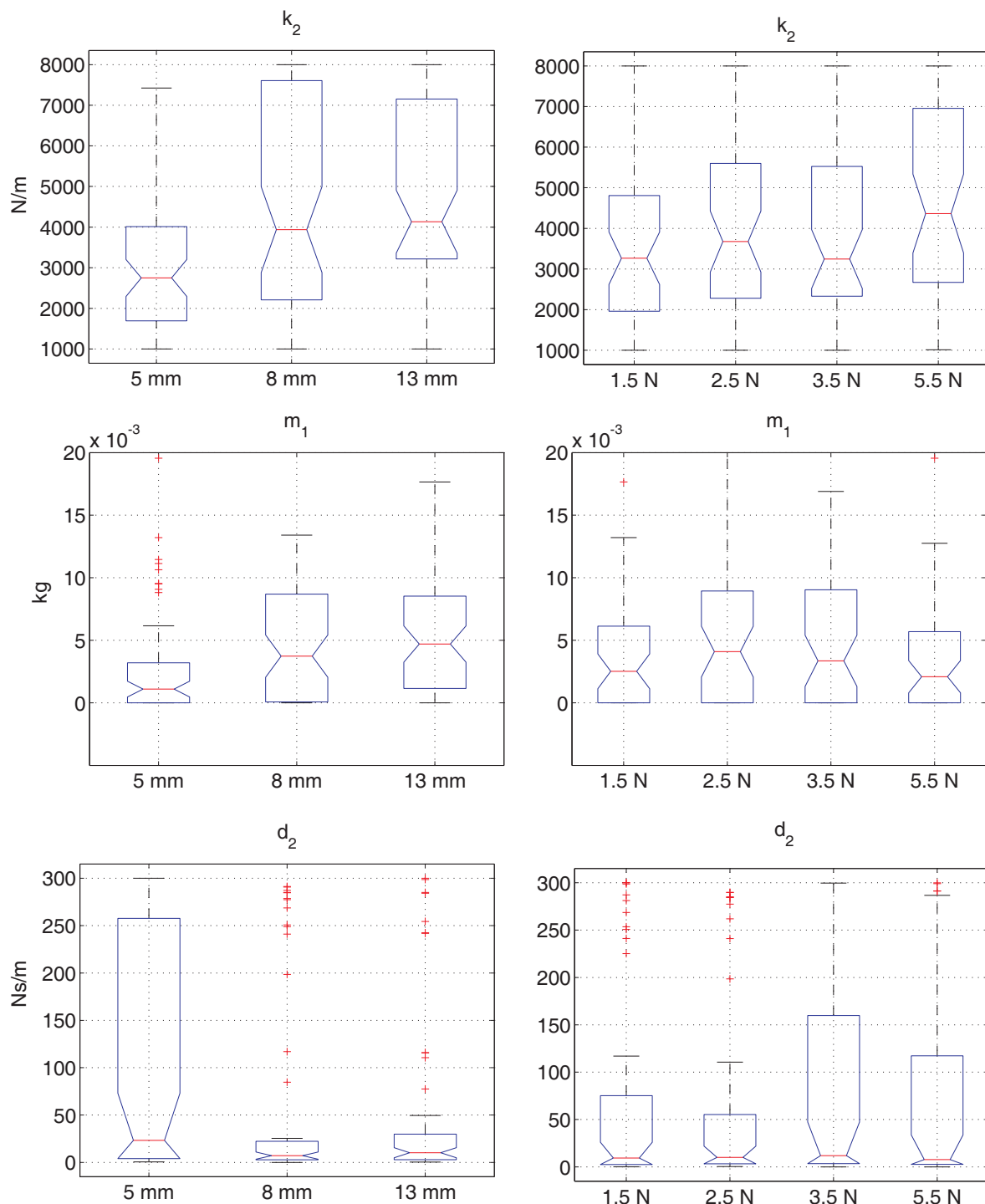
In den Abbildungen I.2 bis I.4 werden die Normalverteilungsplots der Parameter des achtelementigen Modells (Abb. I.1) als Ergebnis der Näherungen aus allen 196 Messreihen dargestellt. Die Normalverteilungsplots basieren auf der Funktion "boxplot" unter *MatLab Statistic Toolbox*. Der Informationsgehalt dieser Darstellung ist hoch. Der Mittelwert wird durch den Strich gekennzeichnet. Die umgebende Box gibt die Standardabweichung an. Eine gepunktete/gestrichelte Linie zu Querbalken zeigt Maximal- und Minimalwert an. Kreuze identifizieren Außreißer. Die Einkerbung gibt eine Abschätzung über die Güte des Wahren Mittelwertes an. Wenn die Einkerbung bei zwei Vergleichsplots nicht überlappt, dann kann man mit einer 95 % igen Wahrscheinlichkeit davon ausgehen, dass die Mittelwerte sich unterscheiden. Dies ist bei den gegebenen Messungen nicht der Fall und bestätigt die zu geringe Stichprobe von 16 Messwerten pro Konfiguration an Kraftstufe und Sensordurchmesser.

## I.3 Tabellarische Zusammenfassung der Modellparameter

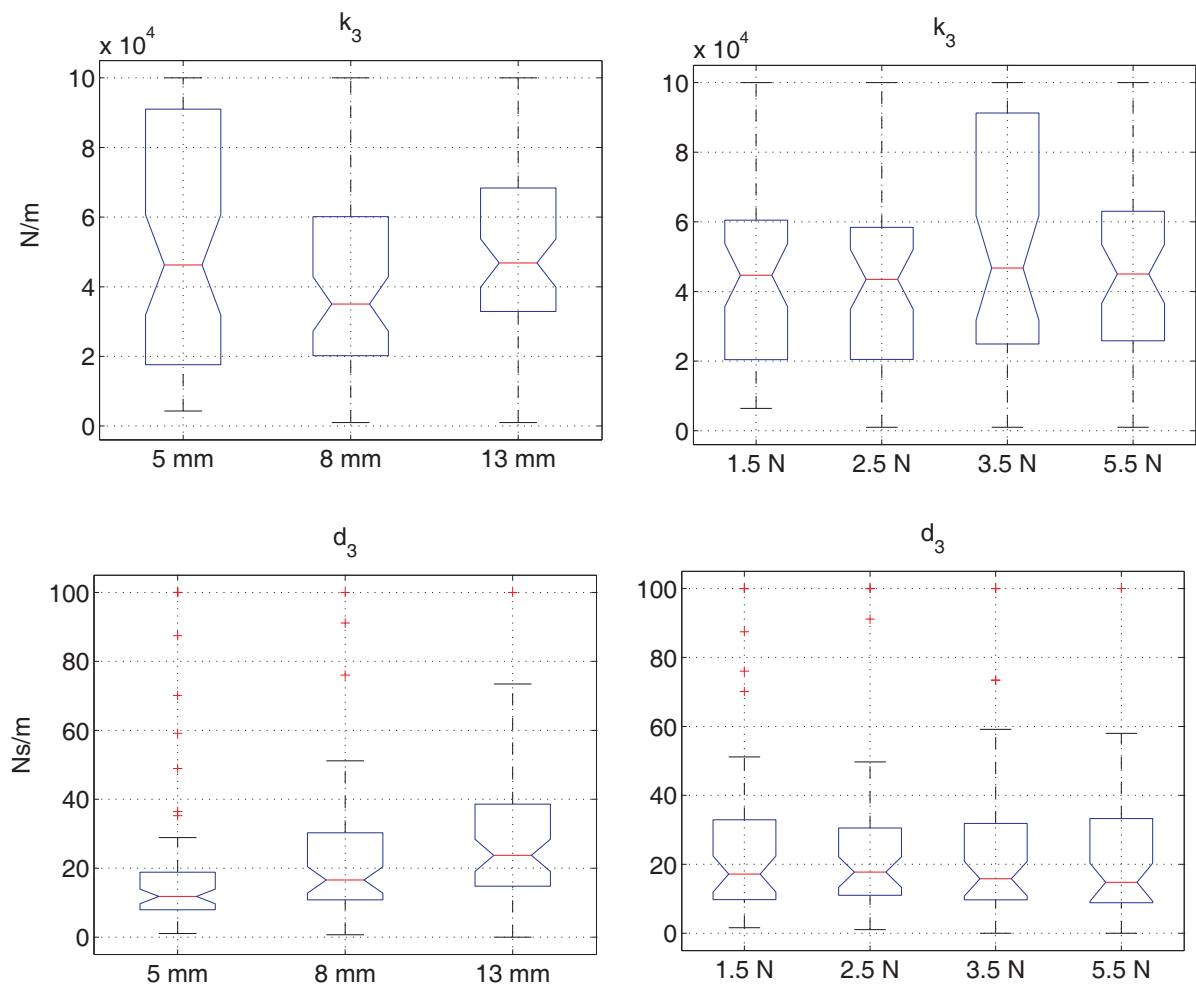
Die folgenden drei Tabellen fassen wichtige Mittelwerte aus den Näherungen der Modelle zusammen. Entsprechend der vorhergehenden Erläuterungen ist auf die Unsicherheit der Mit-



**Abb. I.2:** Normalverteilungsplots für die Parameter von  $Z_1$ .



**Abb. I.3:** Normalverteilungsplots für die Parameter von  $Z_2$ .



**Abb. I.4:** Normalverteilungsplots für die Parameter von  $Z_3$ .

telwerte bei gegebener Stichprobe zu achten.

**Tabelle I.2:** Mittelwerte der Modellparameter über alle Messreihen.

PARAMETER	MITTELWERTE ÜBER ALLES	STANDARDABWEICHUNG ÜBER ALLES
$k_1$ [N/m]	3351	1536
$k_2$ [N/m]	3764	2048
$k_3$ [N/m]	46545	30635
$m_1$ [kg]	0,00826	0,016
$m_2$ [kg]	0,00217	0,0044
$d_1$ [Ns/m]	22,47	30,02
$d_2$ [Ns/m]	63,55	93,84
$d_3$ [Ns/m]	25,72	22,48

**Tabelle I.3:** Mittelwerte der Modellparameter in Abhängigkeit der Kraftstufe.

PARAMETER	1,5 N	2,5 N	3,5 N	5,5 N
$k_1$ [N/m]	3145	3104	3536	3618
$k_2$ [N/m]	3400	3757	3415	4485
$k_3$ [N/m]	39559	46218	49072	51329
$m_1$ [kg]	0,0086	0,0142	0,00533	0,004814
$m_2$ [kg]	0,0017	0,0034	0,0021	0,0013
$d_1$ [Ns/m]	9,88	19,07	25,92	35,01
$d_2$ [Ns/m]	48,11	49,71	66,1	90,27
$d_3$ [Ns/m]	36,26	26,7	18,06	21,87



**Tabelle I.4:** Mittelwerte der Modellparameter in Abhängigkeit der Durchmesser

PARAMETER	5 MM	8 MM	13 MM
$k_1$ [N/m]	3425	3355	3273
$k_2$ [N/m]	3013	4111	4168
$k_3$ [N/m]	46261	52727	50646
$m_1$ [kg]	0,0061	0,0062	0,0124
$m_2$ [kg]	0,00073	0,00173	0,00404
$d_1$ [Ns/m]	36,64	18,08	12,69
$d_2$ [Ns/m]	101,26	47,30	42,09
$d_3$ [Ns/m]	21,55	21,86	33,74



## J Praxisbezogene Berechnung der Lorentzkraft

Die Grundgleichung zur Berechnung der Lorentzkraft

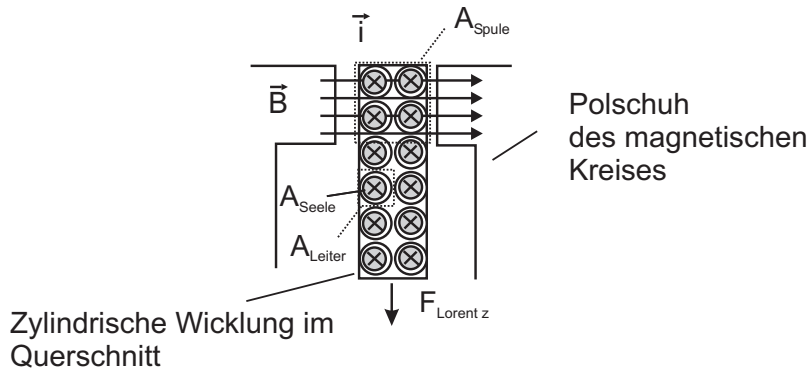
$$F_{\text{Lorentz}} = \vec{i} \cdot l_{\text{Leiter}} \times \vec{B} \quad (\text{J.1})$$

ist für die Dimensionierung von Aktoren nach dem elektrodynamischen Prinzip nicht aussagekräftig. Dieses Kapitel stellt die Herleitung einer alternativen Beschreibung der Lorentzkraft dar und ermöglicht ein besseres Verständnis der eigentlichen Dimensionierungsprobleme elektrodynamischer Aktoren.

Typische Bauformen elektrodynamischer Aktoren nutzen einen gewickelten Leiter in selbsttragender Form oder auf einem Spulenträger gewickelt (Abb. J.1). Da der Bauraum für die Wicklung, der innerhalb eines homogenen Magnetfeldes zu Verfügung steht, begrenzt ist (Querschnittsfläche  $A_{\text{Spule}}$ ), ist die Anzahl der Leiterschleifen  $N_{\text{Leiter}}$  innerhalb der Fläche abhängig von den geometrischen Abmessungen der Querschnittsfläche sowie der Fläche  $A_{\text{Leiter}}$ , die ein einzelner Leiter im gewickelten Zustand benötigt (Gl. (J.2)). Diese Fläche entspricht nicht nur der Fläche der effektiv leitenden Kupferseele  $A_{\text{Seele}}$ , sondern berücksichtigt auch die Dicke der Isolation sowie die räumliche Ordnung, die unterschiedliche Drahtdurchmesser bei maschineller Wicklung einnehmen. Derartige Parameter sind tabellarisch hinterlegt [93] und werden hier als Faktor  $k \geq 1$  angenommen (Gl. (J.2)). Die Länge  $l$  des Leiters ergibt sich durch Multiplikation der Anzahl der Leiter mit dem Umfang  $\text{Umf}$  (Gl. (J.3)).

Die Wahl des Drahtdurchmessers hat über die Fläche  $A_{\text{Seele}}$  deutlichen Einfluss auf den Widerstand der Wicklung. Der spezifische längenbezogene Widerstand  $R_{\text{spez}}$  eines Drahtes ergibt sich aus Gl. (J.4). Große Drahtdurchmesser mit großer Fläche  $A_{\text{Seele}}$  ermöglichen Wicklungen mit hohen Strömen bei geringer Spannung aber in begrenztem Bauraum mit weniger Windungen. Kleine Drahtdurchmesser ermöglichen die Begrenzung von den notwendigen Strömen bei hohen Spannungen, aber mehr Windungen innerhalb eines begrenzten Bauraumes. Durch eine gute Auslegung des Drahtdurchmessers kann die Wicklung als Last an eine zugehörige Quelle angepasst und maximale Leistung entnommen werden.

Die Leistung, die innerhalb einer Wicklung umgesetzt werden darf, ist allerdings begrenzt. Die Begrenzung resultiert aus der umgesetzten Verlustleistung  $P_{\text{Verlust}}$  (Gl. (J.5)) und der dabei entstehende Wärme, welche abgeführt werden muss. Die Möglichkeiten hierzu sind abhängig



**Abb. J.1:** Schnitt durch einen zylindrischen elektrodynamischen Aktor nach dem Tauchspulprinzip .

von der Betriebsdauer, dem Bauvolumen des Aktors, den verwendeten Materialien und einer eventuellen Kühlung.

$$A_{\text{Leiter}} = k \cdot A_{\text{Seele}}$$

$$N_{\text{Leiter}} = \frac{A_{\text{Spule}}}{A_{\text{Leiter}}} \quad (\text{J.2})$$

$$l_{\text{Leiter}} = N_{\text{Leiter}} \cdot \text{Umf} \quad (\text{J.3})$$

$$R_{\text{spez.}} = \frac{l_{\text{Leiter}} \varrho}{A_{\text{Seele}}} \quad (\text{J.4})$$

$$P_{\text{Verlust}} = i^2 \cdot R_{\text{Wicklung}} \quad (\text{J.5})$$

Die Gleichungen (J.2) bis (J.5) in Gl. (J.1) eingesetzt, ergibt eine präzisere Betrachtung der Einflussgrößen auf die Lorentzkraft nach Gleichung J.6 auf der nächsten Seite. Die Höhe der Lorentzkraft wird bestimmt durch die Verlustleistung  $P_{\text{Verlust}}$ , die in der Spule umgesetzt werden darf. Besteht noch Einfluss auf die geometrische Gestaltung, dann muss die Fläche der Wicklung sowie der Umfang des Wicklungskörper maximiert werden. Weiterhin kann durch Materialwahl (z.B. Aluminium statt Kupfer), der spezifische Widerstand minimiert werden. Außerdem sollte der Füllfaktor  $k$  verringert werden. Hierbei bietet sich z.B. die Verwendung von Drähten mit rechteckigem Querschnitt an, um leere Zwischenräume zu vermeiden.

Bemerkenswert ist, dass aus der Sicht des Entwurfs bei realistischer Betrachtung der Lorentzkraft nach Gl. (J.6) eine Steigerung des Stroms nicht erstrebenswert ist. Die Möglichkeit  $P_{\text{Verlust}}$  zu optimieren, indem Kühlung vorgesehen wird oder die Betriebs- und Ruhezeiten genau analysiert werden, ist viel bedeutender. Weiterhin zeigt die Rechnung, dass die Fluss-

---

dichte  $\vec{B}$  einen relativ zu den anderen beteiligten Größen quadratisch höheren Einfluss auf die Maximalkraft hat.

Aus Gl. (J.5) folgt:

$$i = \sqrt{\frac{P_{\text{Verlust}}}{R_{\text{Wicklung}}}}$$

Mit Gl. (J.4) ergibt sich:

$$i = \sqrt{\frac{P_{\text{Verlust}} A_{\text{Seele}}}{\varrho l_{\text{Leiter}}}}$$

Eingesetzt in (J.1) (und unter Beibehaltung der Richtung des Stromflusses  $\vec{e}_i$ ) gilt:

$$F_{\text{Lorenz}} = \sqrt{\frac{P_{\text{Verlust}} A_{\text{Seele}} l_{\text{Leiter}}}{\varrho}} \vec{e}_i \times \vec{B}$$

Unter Verwendung von Gl. (J.2) bis (J.3) ergibt sich:

$$F_{\text{Lorenz}} = \sqrt{\frac{P_{\text{Verlust}} A_{\text{Spule}} N \text{Umf}}{\varrho k}} \vec{e}_i \times \vec{B} \quad (\text{J.6})$$

Die Frage nach dem maximalen Strom ist lediglich in Verbindung mit der zur Verfügung stehenden Spannung relevant, wenn eine Leistungsanpassung des Wicklungswiderstandes an die Quelle erfolgen muss. Hierbei muss für  $i_{\text{Quelle}}$  und  $u_{\text{Quelle}}$  der entsprechende Wicklungswiderstand entsprechend Gl. (J.7) ausgewählt werden.

Leistungsanpassung:

$$\begin{aligned} P_{\text{Quelle}} &= U_{\text{Quelle}} \cdot i_{\text{Quelle}} = i_{\text{Quelle}}^2 \cdot R_{\text{Wicklung}} \\ R_{\text{Wicklung}} &= \frac{P_{\text{Quelle}}}{i_{\text{Quelle}}^2} \end{aligned} \quad (\text{J.7})$$



## K Kurzbeschreibung relevanter Aktorprinzipien für haptische Displays

In Abschnitt 6.2.1 werden mögliche Aktorprinzipien gegenüber gestellt, um das für *HapCath* relevante Prinzip zu erläutern. Dieses Kapitel beschreibt die Aktorprinzipien qualitativ, um eine Einordnung in Beispiele aus der Literatur zu ermöglichen. Die in den Abbildungen 6.6 und 6.7 gemachten Einschätzungen des Einsatzbereiches von Aktoren haptischer Displays beruht auf den über Jahren akkumulierten Erfahrungen des Autors. Die hier vorgestellten Aktorprinzipien stellen nur einen Auszug aller denkbaren Wandler zwischen einer Steuergröße und einem Weg oder Kraft dar. Die Auswahl für die Vorstellung an dieser Stelle erfolgt insbesondere über den erreichbaren Dynamikbereich des jeweiligen Prinzips bei für *HapCath* relevanten Stellwegen. So sind chemische, thermische, pneumatische, magnetostriktive oder rheologische Aktoren aufgrund ihres Arbeitsfrequenzbereiches i.d.R. für haptische Displays nicht anwendbar. Elektrodynamische Aktoren sind hinreichend in Abschnitt 6.2 auf Seite 130 dargestellt. Für weiterführende Details wird auf KERN [62] verwiesen.

### Piezoelektrischer Aktor

Piezoelektrische Aktoren basieren auf dem reziproken piezoelektrischen Effekt. Sie erzeugen beim Anlegen einer Spannung im festgebremsten Fall eine Kraft bzw. im Leerlauf eine Formänderung in Abh. der anliegenden Last. Die Änderung erfolgt in unterschiedlichen Richtungen relativ zum elektrischen Feld. Man unterscheidet zwischen Längs-, Quer- und Schereffekt [58]. Die Aktoren werden in drei typischen Varianten eingesetzt, die im Folgenden vorgestellt werden.

### Stapelaktor

Die mit Hilfe piezoelektrischer Aktoren erreichbaren Auslenkungen liegen aufgrund des geringen Kopplungsfaktor ( $d_{ij}$ ) bei wenigen Mikrometern pro kV. Sie werden daher als Aktor i.d.R. in gestapelter Ausführung verwendet. Als maximale Auslenkungen des Stapels sind bis zu 0,5 mm erreichbar. Bemerkenswert sind die hohen Kräfte, die bei diesen Auslenkungen

umgesetzt werden können (bis zu 30 kN). Die Anwendung der Piezo-Stapelaktoren für haptische Systeme benötigt immer eine Form von Getriebe. Piezoaktoren weisen eine deutliche Hysterese auf. In Zusammenhang mit wechselnden Lasten resultiert dies zu der Notwendigkeit einer Regelung der Kräfte. Über den direkten piezoelektrischen Effekt lässt sich im Stapel unter Nutzung einer Schicht ein Kraftsensor relativ einfach integrieren. Dennoch finden Stapelaktoren für kraftgeregelte haptische Systeme durch die große Diskrepanz der erzeugbaren Auslenkungen gegenüber den physiologisch relevanten Stellwegen und der Notwendigkeit des Einsatzes von Getrieben gegenwärtig keine Anwendung.

### **Multimorph**

Multimorph Aktoren sind Piezomaterialien, die auf ein Trägermaterial in einer oder mehreren flächig verbundenen Schichten aufgebracht sind. Durch die Streckung des Piezomaterials unter elektrischer Spannung wird mit der Verschiebung der neutralen Faser eine Auslenkung der Spitze des Multimorph-Aktors hervorgerufen. Die Auslenkung kann in Abhängigkeit der Länge des Biegers im Bereich von Millimetern liegen. Multimorph Aktoren finden als Kraftquellen für haptisch-kinästhetische Displays keine Anwendung, da die Krafterzeugung bei gegebener Auslenkung zu gering ist. Sie werden aber häufig als Stellglieder taktiler Displays, insbesondere Braille-Displays, eingesetzt.

### **Ultraschallaktor mit Sonotrode**

Eine andere Möglichkeit die geringen Auslenkungen piezoelektrischer Aktoren zu transformieren ist die Verwendung von Sonotroden. Es handelt sich dabei um rein mechanische Wandler, häufig in Form eines Rüssels, die durch den Piezoaktor in ihrer Eigenfrequenz angeregt werden und signifikante Auslenkungen an der Sonotrodenspitze erzeugen. Die Spitze vollführt unter Anregung eine elliptische Bewegung, die als hochfrequenter diskontinuierlicher Vorschub einen Läufer antreibt. Derartige Aktoren werden häufig auch als "Ultraschallaktoren" bezeichnet. Die Ultraschallaktoren sind Positionierantriebe, die für die Anwendung als haptische Displays mit einer Kraftregelung überlagert werden müssen. Es ist bisher nur eine Anwendung eines haptischen Displays nach diesem Prinzip durch KLAGES [66] bekannt.

### **Elektromagnetischer Aktor**

Elektromagnetische Aktore kombinieren sehr hohe Kräfte 1 bis 100 N mit signifikanten Stellwegen von mehreren Millimetern. Das zu Grunde liegende Wirkprinzip basiert auf dem Be-



---

streben, den magnetischen Widerstand einer magnetisch leitfähigen Strecke zu verringern um somit die gespeicherte Energie im System zu minimieren. Dies geschieht in der Regel durch das Reduzieren eines Luftspalts mit hohem magnetischen Widerstands in einem Kreis aus paramagnetischen Material. Elektromagnetische Aktoren werden in zwei grundlegende magnetische Klassen eingeteilt.

### **Direktes elektromagnetisches Prinzip**

Beim direkten elektromagnetischen Prinzip nutzt man aus, dass der magnetische Widerstand eines Luftspaltes von dessen Breite abhängig ist. Die Kräfte zwischen den paramagnetischen Polschuhen sind quadratisch vom Abstand der Polschuhe abhängig [93]. Der effektiv erreichbare Hub ist begrenzt. Auf große Entfernungen zwischen den Polschuhen neigt der magnetische Fluss zu ungewollten Rückschlüssen über die paramagnetische Rückführung umgebende Luft. Das Magnetfeld ist daher nichtlinear. Dies in Kombination mit der quadratischen Kraftkennlinie des Aktorprinzips, qualifiziert das Verfahren für nur wenige haptische Anwendungen. Durch die hohen Kräfte wird es insbesondere bei einfachen Vibrationssystemen in Form von Tauchankern eingesetzt. Eine Kraftsteuerung ist nicht möglich.

### **Reluktanzprinzip**

Das Reluktanzprinzip ist dadurch gekennzeichnet, dass zwei paramagnetische Polschuhe den magnetischen Widerstand proportional der vom magnetischen Fluss durchdrungenen Fläche verändern. Die senkrechte Relativbewegung der Polschuhe zueinander wird dabei durch eine Führung unterbunden. Die Kraft ist konstant über den Hub dieser Aktore. Das Reluktanzprinzip wird insbesondere in rotatorischen Antrieben verwendet, bei denen entweder im Stator oder Läufer ein Magnetfeld geschaltet und somit über unterschiedliche Polschuhe eine kontinuierliche Drehbewegung erzeugt wird. Der Vorteil dieses Prinzips gegenüber dem elektrodynamischen Aktor liegt in der Tatsache, dass keine Magnetmaterialien benötigt werden. Für haptische Applikationen hat das Reluktanzprinzip keine bekannte Anwendung gefunden, wäre aber prinzipiell sowohl als Linearaktor als auch als rotatorischer Antrieb geeignet. Die erzeugbaren Kräfte durch das Reluktanzprinzip sind jedoch  $< 1\text{ N}$  bei üblichen handhabbaren Aktorabmessungen.

## Kapazitiver Aktor

Kapazitive Aktoren sind von den Ausführungsformen mit magnetischen Aktoren vergleichbar. Sie unterscheiden sich darin, dass die Energie durch ein elektrisches Feld und nicht durch ein magnetisches Feld erzeugt wird. Die Energiedichte des Feldes bei geometrisch identischer Systeme liegt bei kapazitiven Aktoren um den Faktor  $10^{-6}$  unterhalb der Dichte bei magnetischen Aktoren. Dies ist auf die extrem kleine elektrische Feldkonstante  $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12}$  im Gegensatz zur magnetischen Feldkonstante  $\mu_0 = 1,256 \cdot 10^{-6}$  zurück zu führen. Dennoch erreichen kapazitive Aktoren in der endgültigen Ausführung höhere Energiedichten pro Aktorvolumen als elektromagnetische Aktoren, da Elektroden und deren Zuleitungen kompakter als Spulen und magnetische Kreise gefertigt werden können. Weiterhin ist die Verlustleistung minimiert, da keine signifikanten Ströme fließen. Kapazitive Aktoren werden insbesondere im Bereich der Mikrotechnik in Oberflächenmikromechanik umgesetzt.

Bei den kapazitiven Aktoren unterscheidet man den "Quereffekt", der analog zum "direkten elektromagnetischen Prinzip" durch Reduktion des Abstandes zweier elektrisch leitfähiger Schichten funktioniert, und den "Längseffekt", der analog zum "Reluktanzprinzip" die verändernde Überlappung zweier Flächen und die daraus resultierende Änderung der Kapazität beschreibt.

Bezüglich haptischer Applikationen sind nur Ausführungsformen eines kapazitiven Aktors mit flexiblen Dielektrikum für taktile Displays [60] bekannt, wobei diese Aktorklasse zukünftig auch kinästhetische Anwendungen anstrebt. Aktuelle Bauformen kapazitiver Aktoren haben eine Größe von einigen Kubikmillimetern. Sie können daher erst bei mechanischer Parallelschaltung signifikante Kräfte oder Auslenkungen erzeugen. Hierzu sind noch mehrere technologische Herausforderungen zu lösen.

## Hydraulische Aktoren

Hydraulische Antriebe basieren auf der Krafterzeugung durch ein unter Druck stehendes nicht kompressibles Medium. Die Kraft ist über die Fläche eines Kolbens mit dem Druck im Medium gekoppelt. Hydraulische Antriebe ermöglichen durch den einfachen Aufbau hohe Energiedichten bei großen Hüben. Als Kraftquelle für haptische Displays sind sie nur bedingt geeignet. Das akustische System der mit Medium gefüllten Kanäle und Volumina dämpft Veränderungen des Druckes stark. Die erzielbare Dynamik ist gering.

## Literaturverzeichnis

- [1] ADAMS, R.; HANNAFORD, B. Stable haptic interaction with virtual environments. In *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* (June 1999), vol. 15, pp. 465 – 474.
- [2] ADAMS, R.; HANNAFORD, B. A. Control law design for haptic interfaces to virtual reality. In *Control Systems Technology, IEEE Transactions on* (Jan. 2002), vol. 10, pp. 3 – 13.
- [3] AJLUNI, S. C.; GLAZIER, S.; BLANKENSHIP, L.; O’NEILL, W. W.; SAFIAN, R. D. Perforations after percutaneous coronary interventions: clinical, angiographic, and therapeutic observations. *Cathet Cardiovasc Diagn* 32, 3 (1994), 206–12.
- [4] ANXIONANNAT, R.; DE MELO NETO, J. F.; BRACARD, S.; LACOUR, J. C.; PINELLI, C.; CIVIT, T.; PICARD, L. Treatment of hemorrhagic intracranial bleeding. *Neurosurgery*, 53 (2003 2003), 289–300.
- [5] ASIMOV, I. *I, Robot*. Panther, St.Alban, 1974.
- [6] BACKHAUS, C.; BECKS, T.; DEHM, J.; GEHRING, H.; HAHN, E. G.; HÖLSCHER, U.; KLINGER, B.; LAUER, H.-M.; MATERN, U.; ROSS, P.; SCHAFFRATH, C.; STEUBING, V. Ergonomie in der Medizintechnik - Potenzial zur Qualitätsverbesserung in der medizinischen Versorgung. Tech. rep., Frankfurt am Main, 16.11.2004 2004.
- [7] BADER, H. Importance of the gerontology of elastic arteries in the development of essential hypertension. *Clin Physiol Biochem* 1, 1 (1983), 36–56.
- [8] BARNES, S.; MORR, D.; BERME, N. Catheter Simulation Device, 03 2000.
- [9] BAUMANN, K.; LANZ, H. *Mensch-Maschine-Schnittstelle elektronischer Geräte*. Springer-Verlag, Berlin, 1998.
- [10] BAUMANN, R. *Haptic Interface for Virtual Reality Based Laparoscopic Surgery Training Environment*. PhD thesis, Département de Microtechnique, Polytechnique Fédérale de Lausanne, 1997.

- [11] BENDSZUS, M.; KOLTZENBURG, M.; BURGER, R.; WARMUTH-METZ, M.; HOFMANN, E.; SOLYMOSI, L. Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study. *Lancet* 354, 9190 (1999), 1594–7.
- [12] BERGER, F.; EWERT, P.; STILLER, B.; DAHNERT, I.; KRINGS, G.; VOGEL, M.; LANGE, P. E. Initiale klinische Ergebnisse mit dem Amplatzer Septal Occluder–ein selbstzentrierender Doppelschirm zum Verschluss von Vorhofseptumdefekten. *Z Kardiol* 87, 3 (1998), 185–90.
- [13] BERTONYMUS. Wikipedia - Sinn (Wahrnehmung). Tech. rep., 09 2005.
- [14] BÉKÉSY, G. v. *Physiologie der Sinneshemmung*. Goldmann, München, 1970.
- [15] BLECHSCHMIDT, R. *Akustische Diagnostik der Lunge mit Hörschall*, vol. 1 of *Mikro- und Sensortechnik*. Inst. für Elektromechan. Konstruktionen, Darmstadt, 2003.
- [16] BLOSS, P.; ROTHE, W.; WUNSCH, P.; WERNER, C.; ROTHE, A.; KNEISSEL, G. D.; BURGER, W.; REHBERG, E. Investigations of the pushability behavior of cardiovascular angiographic catheters. *Biomed Mater Eng* 13, 4 (2003), 327–43.
- [17] BLUME, H.-J.; BOELCKE, R. *Mechanokutane Sprachvermittlung*, als ms ed., vol. 137 of *Reihe 10*. VDI-Verl., Düsseldorf, 1990.
- [18] BODNER, J.; WYKYPHEL, H.; WETSCHER, G.; SCHMID, T. First experiences with the da Vinci operating robot in thoracic surgery. *Cardio-Thoracic Surgery*, 25 (2004 2004), 844–851.
- [19] BRONSTEJN, I. N. *Taschenbuch der Mathematik*, 4 ed. Deutsch, Frankfurt am Main [u.a.], 1999.
- [20] BRUCKENBERGER, E. Herzbericht 2002 - mit Transplantationschirurgie. Tech. rep., 2002.
- [21] BURDEA, G. *Force and touch feedback for virtual reality*. A Wiley-Interscience publication. Wiley, New York [u.a.], 1996.
- [22] BURDEA, G.; COIFFET, P. *Virtual reality technology*, 2 ed. Wiley-Interscience, Hoboken, NJ, 2003.
- [23] CAMARILLO, D. B.; KRUMMEL, T. M.; SALISBURY, J. K. Robotic technology in surgery: past, present, and future. *The American Journal of Surgery*, 188 (October 2004 2004), 2S–15S.

- [24] CASSILLY, R.; DIODATO, M. D.; BOTTROS, M.; DAMIANO, R. J. Optimizing motion scaling and magnification in robotic surgery. *Surgery* 136, 2 (August 2004 2004), 291–294.
- [25] CLARK, M.; STARK, L. Time optimal behavior of human saccadic eye movement. *Automatic Control, IEEE Transactions on* 20, 3 (Jun 1975), 345 – 348.
- [26] COLGATE, J. E. *The Control of Dynamically Interacting Systems*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 03. August 1988 1988.
- [27] DARIO, P.; HANNAFORD, B.; MENCIASSI, A. Smart surgical tools and augmenting devices. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 19, 5 (Oct. 2003), 782 – 792.
- [28] DETEMPLE, P.; EHRFELD, W.; FREIMUTH, H.; POMMERSHEIM, R.; WAGLER, P. Microtechnology in modern health care. *Med Device Technol* 9, 9 (1998), 18–25.
- [29] DOERRER, C. *Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung*, vol. 3 of *Mikro- und Sensortechnik*. Inst. für Elektromechan. Konstruktionen, Darmstadt, 2003.
- [30] DOERRER, C.; WERTHSCHÜTZKY, R. Simulating Push-Buttons Using a Haptic Display: Requirements on Force Resolution and Force-Displacement Curve. 2002, pp. 41–46.
- [31] DOGAN, S.; WIMMER-GREINECKER, G. Stand der total-endoskopischen roboter-assistierten Herzchirurgie. *Minimal Invasive Chirurgie* 4, 12 (2003 2003), 219–225.
- [32] DOWLER, N.; HALL, C. J. Safety Issues in Telesurgery - Summary. *The Institution of Electrical Engineers* (1995 1995), 1–6.
- [33] ECKERT, B.; KOCH, C.; THOMALLA, G.; ROETHER, J.; ZEUMER, H. Acute basilar artery occlusion treated with combined intravenous Abciximab and intra-arterial tissue plasminogen activator: report of 3 cases. *Stroke* 33, 5 (2002), 1424–7.
- [34] ERP, J. v.; JANSEN, C.; DOBBINS, T.; VEEN, H. v. Vibrotactile Waypoint Navigation at Sea and in the Air: two Case Studies. In *EuroHaptics 2004* (Muenchen, Junge, 5-7 2004), TU-Muenchen, Ed., TU-Muenchen, pp. 166–173.
- [35] FADDIS, M. N.; CHEN, J.; OSBORN, J.; TALCOTT, M.; CAIN, M. E.; LINDSAY, B. D. Magnetic Guidance System for Cardiac Electrophysiology - A Prospective Trial of Safety and Efficacy in Humans. *Journal of American College of Cardiology* 42, 11 (2003), 1952–1958.

- [36] FALLER, A.; [BEARB.], M. S. *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion*, 13 ed. Thieme, Stuttgart [u.a.], 1999.
- [37] FASSE, E. D.; HOGAN, N. Quantitative Measurement of Haptic Perception. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation* (1994), 3199–3204.
- [38] FONT, I.; WEILAND, S.; FRANKEN, M.; STEINBUCH, M.; ROVERS, L. Haptic feedback designs in teleoperation systems for minimal invasive surgery. *Systems, Man and Cybernetics, 2004 IEEE International Conference on* 3 (10-13 Oct. 2004), 2513 – 2518 vol.3.
- [39] FUNG, Y.-C. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*, 2 ed. Springer, New York [u.a.], 1993.
- [40] GESCHEIDER, G. A.; BOLANOWSKI, S. J.; HARDICK, K. R. The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system. *Somatosens Mot Res* 18, 3 (2001), 191–201.
- [41] GESCHEIDER, G. A.; BOLANOWSKI, S. J. J.; VERRILLO, R. T.; ARPAJIAN, D. J.; RYAN, T. F. Vibrotactile intensity discrimination measured by three methods. *J Acoust Soc Am* 87, 1 (1990), 330–8.
- [42] GESCHEIDER, G. A.; SANTORO, K. E.; MAKOUS, J. C.; BOLANOWSKI, S. J. Vibrotactile forward masking: effects of the amplitude and duration of the masking stimulus. *J Acoust Soc Am* 98, 6 (1995), 3188–94.
- [43] GESCHEIDER, G. A.; SKLAR, B. F.; VAN DOREN, C. L.; VERRILLO, R. T. Vibrotactile forward masking: psychophysical evidence for a triplex theory of cutaneous mechanoreception. *J Acoust Soc Am* 78, 2 (1985), 534–43.
- [44] GESCHEIDER, G. A.; ZWISLOCKI, J. J.; RASMUSSEN, A. Effects of stimulus duration on the amplitude difference limen for vibrotaction. *J Acoust Soc Am* 100, 4 Pt 1 (1996), 2312–9.
- [45] GÖRICH, J.; AMANN, R. *Interventionelle, minimal-invasive Radiologie: 40 Tabellen. Referenz-Reihe Radiologie*. Thieme, Stuttgart [u.a.], 2001.
- [46] GRYSKA, U.; FREITAG, J.; ZUEMER, H. Selective cerebral intraarterial DAS - Complication rate and control of risk factors. *Neuroradiology*, 32 (1990 1990), 262–269.

- [47] GUNNING, M. G.; WILLIAMS, I. L.; JEWITT, D. E.; SHAH, A. M.; WAINWRIGHT, R. J.; THOMAS, M. R. Coronary artery perforation during percutaneous intervention: incidence and outcome. *Heart* 88, 5 (2002), 495–8.
- [48] GUO, S.; FUKUDA, T.; KOSUGE, K.; ARAI, F.; OGURO, K.; NEGORO, M. Micro catheter system with active guide wire. *Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on 1* (21-27 May 1995), 79 – 84 vol.1.
- [49] HALE, K.; STANNEY, K. Deriving haptic design guidelines from human physiological, psychophysical, and neurological foundations. *Computer Graphics and Applications, IEEE* 24, 2 (March-April 2004), 33 – 39.
- [50] HANNAFORD, B.; ANDERSON, R. Experimental and simulation studies of hard contact in force reflecting teleoperation. *Robotics and Automation, 1988. Proceedings., 1988 IEEE International Conference on* (24-29 April 1988), 584 – 589 vol.1.
- [51] HANNAFORD, B.; RYU, J.-H. Time-domain passivity control of haptic interfaces. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 18, 1 (Feb. 2002), 1 – 10.
- [52] HARTMANN, W. M. *Signals, Sound, and Sensation*. Springer-Verlag, 1998.
- [53] HASSER, C. J. Force-Reflecting Anthropomorphic Hand Masters. *Report AL/CF-TR-1995-0110, Armstrong Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio* (1995).
- [54] HAYWARD, V.; ASTLEY, O. R. Performance Measures for Haptic Interfaces. In *Robotics Research: The 7th Int. Symposium* (1996 1996), 1, Ed., vol. 1, Springer Verlag, pp. 195–207.
- [55] HOGAN, N. Controlling impedance at the man/machine interface. *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on* (14-19 May 1989), 1626 – 1631 vol.3.
- [56] HOLLERBACH, J. Some current issues in haptics research. *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on 1* (24-28 April 2000), 757 – 762 vol.1.
- [57] HOPPACH, E.; SCHLAACK, H. F.; WEISSMANTEL, H. Elektrische Kleinantriebe - Skriptum. Tech. rep., Darmstadt, 2006.
- [58] JENDRITZA, D. J. *Technischer Einsatz neuer Aktoren: Grundlagen, Werkstoffe, Designregeln und Anwendungsbeispiele*, 2 ed., vol. 484 of *Kontakt Studium*. expert-Verl., Renningen-Malmsheim, 1998.

- [59] JUNGSMANN, M. *Entwicklung elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischen Dielektrika für den Einsatz in taktilen Anzeigefeldern*, vol. 7 of *Mikro- und Sensortechnik*. Inst. für Elektromechan. Konstruktionen, Darmstadt, 2004.
- [60] JUNGSMANN, M.; SCHLAACK, H. F. Taktiler Display mit elektrostatischen Polymeraktoren. *Konferenzband des 47. Internationalen Wissenschaftlichen Kolloquiums, Technische Universität Ilmenau* (2002).
- [61] KAO, I.; CUTKOSKY, M.; JOHANSSON, R. Robotic stiffness control and calibration as applied to human grasping tasks. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 13, 4 (Aug. 1997), 557 – 566.
- [62] KERN, T. Bedienfeld mit variablen Tasten bezüglich Haptik und Größe - Aktorik und Mechanik - Studienarbeit. vol. 1481, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt.
- [63] KERN, T. Electrodynamic Drive Unit, Patent Application WO002004098029.
- [64] KERN, T.; WERTHSCHUTZKY, R. Design of a haptic display for catheterization. In *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. WHC 2005. First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on* (18-20 March 2005), pp. 477 – 478.
- [65] KIRKPATRICK, A.; DOUGLAS, S. Application-based evaluation of haptic interfaces. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on* (24-25 March 2002), 32 – 39.
- [66] KLAGES, S.; KERN, T.; MEISS, T.; SCHEMMER, B.; WERTHSCHÜTZKY, R. Application and Design of a Piezoelectric Ultrasonic Actuator - (preliminary). In *Actuator 2006* (2006).
- [67] KONINGS, M. K.; VAN DE KRAATS, E. B.; ALDERLIESTEN, T.; NIESSEN, W. J. Analytical guide wire motion algorithm for simulation of endovascular interventions. *Med Biol Eng Comput* 41, 6 (2003), 689–700.
- [68] KORB, W.; MARMULLA, R.; RACZKOWSKY, J.; MÜHLING, J.; HASSFELD, S. Robots in the operating theatre - chances and challenges. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 33 (29.03.2004 2004), 721–732.



- [69] KORNMESSER, U.; HESSER, J.; VOELKER, W.; MANNER, R. Cathi-training on virtual patients for catheter interventions. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1 (2002), 121–3.
- [70] KRAUSE, W. *Konstruktionselemente der Feinmechanik*, 2 ed. Hanser, München [u.a.], 1993.
- [71] KUCHLING, H. *Taschenbuch der Physik*, 16 ed. Fachbuchverlag Leipzig, Leipzig, 1996.
- [72] KUNSTMANN, C. *Handhabungssystem mit optimierter Mensch-Maschine-Schnittstelle für die Mikromontage*, als ms ed., vol. 751 of *Reihe 8, Mess-, Steuerungs- und Regelungstechnik*. VDI-Verl., Düsseldorf, 1999.
- [73] LAWRENCE, D. Stability and transparency in bilateral teleoperation. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 9, 5 (Oct. 1993), 624 – 637.
- [74] LAWRENCE, D.; PAO, L.; APHANUPHONG, S. Bow spring/tendon actuation for low cost haptic interfaces. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. WHC 2005. First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on* (18-20 March 2005), 157 – 166.
- [75] LAWRENCE, D.; PAO, L.; DOUGHERTY, A.; SALADA, M.; PAVLOU, Y. Rate-hardness: a new performance metric for haptic interfaces. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 16, 4 (Aug. 2000), 357 – 371.
- [76] LAWTON, W.; RAGHAVAN, R.; RANJAN, S. R.; VISWANATHAN, R. Tubes in tubes: catheter navigation in blood vessels and its applications. *International Journal of Solids and Structures* 37 (2000 2000), 3031–3054.
- [77] LENK, A.; PFEIFER, G.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Elektromechanische Systeme: mechanische und akustische Netzwerke, deren Wechselwirkungen und Anwendungen*. Springer, Berlin [u.a.], 2001.
- [78] LIBBY, P. Arteriosklerose als Entzündung. *Spektrum der Wissenschaft / Scientific American*, 07 (Juli 2002 2002), 48–57.
- [79] LUTZ, H.; WENDT, W. *Taschenbuch der Regelungstechnik*, 5 ed. Deutsch, Frankfurt am Main, 2003.

- [80] MÄCHLER, H.; BERGMANN, P. Sind Operationsroboter und Telemanipulatoren unsere Zukunft. *Minimal Invasive Chirurgie* 12, 4 (2003 2003), 215–218.
- [81] MACLEAN, K. Designing with haptic feedback. *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on 1* (24-28 April 2000), 783 – 788 vol.1.
- [82] MCJUNKIN, S.; LI, Y.; O'MALLEY, M. Human-machine admittance and transparency adaptation in passive user interaction with a haptic interface. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. WHC 2005. First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on* (18-20 March 2005), 283 – 289.
- [83] MEGLAN, D. A.; MORGAN, F. M.; WENDLANDT, J. M. Master/Slave Systems for the Manipulation of Tubular Medical Tools, 01.08.2002.
- [84] MEISS, T. *Kraftmessung an Kathetern*. PhD thesis, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 2003.
- [85] MILLER, B.; COLGATE, J.; FREEMAN, R. Environment delay in haptic systems. *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on 3* (24-28 April 2000), 2434 – 2439 vol.3.
- [86] MITUSCH, R.; STIERLE, U.; SHEIKHZADEH, A. Die Atherosklerose der Aorta als Quelle arterieller Embolien. *Z Kardiol* 87, 10 (1998), 789–96.
- [87] MIZUNO, T.; TOYAMA, M.; TABUCHI, N.; KURIU, K.; OZAKI, S.; KAWASE, I.; HORIMI, H. Thickened intima of the aortic arch is a risk factor for stroke with coronary artery bypass grafting. *Ann Thorac Surg* 70, 5 (2000), 1565–70.
- [88] MOIX, T.; ILIC, D.; FRACHEBOUD, B.; ZOETHOUT, J.; BLEULER, H. A real-time haptic interface for interventional radiology procedures. *Stud Health Technol Inform* 111 (2005), 329–33.
- [89] MÜLLER, R. *Selbstüberwachung differenzdruckbasierter Durchflussmessverfahren für Flüssigkeiten*. Darmstadt, Techn. Univ., Diss., 2006.
- [90] NIEMCZYK, M. *Modell für intracorporales Palpieren endovasculärer Gefäßsysteme*. PhD thesis, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 18.08.2004 2004.
- [91] NIEMEYER, G.; SLOTLINE, J.-J. Stable adaptive teleoperation. *Oceanic Engineering, IEEE Journal of* 16, 1 (Jan. 1991), 152 – 162.

- [92] NOGLER, M.; POLIKEIT, A.; WIMMER, C.; BRÜCKERN, A.; FERGUSON, S. J.; KRISMER, M. Primary stability of a ROBODOC implanted anatomical stem versus manual implantation. *Clinical Biomechanics* 19 (2004 2004), 123–129.
- [93] NÜHRMANN, D. *Das Große Werkbuch Elektronik*, 7. ed. Franzis' Verlag, Poing, 1998.
- [94] PANG, X. D.; TAN, H. Z.; DURLACH, N. I. Human interaction with passive assistive robots. *Rehabilitation Robotics*, 2005. *ICORR 2005. 9th International Conference on* (28 June-1 July 2005), 264 – 268.
- [95] PARE, M.; ELDE, R.; MAZURKIEWICZ, J. E.; SMITH, A. M.; RICE, F. L. The Meissner corpuscle revised: a multiafferented mechanoreceptor with nociceptor immunohistochemical properties. *J Neurosci* 21, 18 (2001), 7236–46.
- [96] PIERCE, J. R.; DAVID, E. E. *Man's World of Sound*. Doubleday & Company Inc., 1958.
- [97] POSTON, T.; DHANIK, A.; BURDET, E.; LEONG, T. C. Haptics of buckling. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2005. *WHC 2005. First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on* (18-20 March 2005), 299 – 307.
- [98] PRASAD, S. M.; PRASAD, S. M.; MANIAR, H. S.; CHU, C.; SCHUESSLER, R. B.; DAMANIO, R. J. Surgical Robotics: Impact of Motion Scaling on Task Performance. *American College of Surgeons* 199, 6 (2004 2004), 863–868.
- [99] PRON, G.; BENNETT, J.; COMMON, A.; SNIDERMAN, K.; ASCH, M.; BELL, S.; KOZAK, R.; VANDERBURGH, L.; GARVIN, G.; SIMONS, M.; TRAN, C.; KACHURA, J. Technical results and effects of operator experience on uterine artery embolization for fibroids: the Ontario Uterine Fibroid Embolization Trial. *J Vasc Interv Radiol* 14, 5 (2003), 545–54.
- [100] RAISAMO, J.; RAISAMO, R.; KANGAST, K. Interactive Graph Manipulation Tools Enhanced with Low-Frequency Tactile and Force Feedback. In *EuroHaptics 2004* (Munich, June 5-7 2004), TU-Munich, Ed., TU-Munich, p. 407412.
- [101] RAUSCH, J. *Kraftmessung an Kathetern - Analyse eines optischen Kraftsensors*. PhD thesis, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 07.10.2004 2004.
- [102] REICHE, D. *Roche-Lexikon Medizin: [62.000 Stichwörter, 2.200 Abbildungen und Tabellen, 40.000 englische Übersetzungen]*, 5 ed. Urban Fischer, München [u.a.], 2003.

- [103] RYU, J.-H.; HANNAFORD, B.; KWON, D.-S.; KIM, J.-H. A Simulation/Experimental Study of the Noisy Behavior of the Time-Domain Passivity Controller. *Robotics, IEEE Transactions on* [see also *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*] 21, 4 (Aug. 2005), 733 – 741.
- [104] RYU, J.-H.; KWON, D.-S.; HANNAFORD, B. Stable teleoperation with time-domain passivity control. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* 20, 2 (April 2004), 365 – 373.
- [105] RYU, J.-H.; PREUSCHE, C.; HANNAFORD, B.; HIRZINGER, G. Time domain passivity control with reference energy following. *Control Systems Technology, IEEE Transactions on* 13, 5 (Sept. 2005), 737 – 742.
- [106] SALDAGO, F. J.; CALVINO, S. R.; VASQUEZ, R. J. M.; VAZQUEZ, G. N.; VASQUEZ, R. E.; PEREZ, F. R.; BOUZAS, Z. B.; CASTRO, B. A. Transradial approach to coronary angiography and angioplasty: initial experience and learning curve. *Rev. Esp. Cardiol*, 56 (2003), 152–159.
- [107] SCHERLE, M. *Beobachtungen zu Akutergebnissen und Langzeitverlauf nach Hochfrequenzrotationsangioplastie komplexer Koronarstenosen*. PhD thesis, Klinikum Heilbronn, Heilbronn, 1995.
- [108] SCHMIDT, R. F. *Neuro- und Sinnesphysiologie*, 4 ed. Springer, Berlin [u.a.], 2000.
- [109] SCHMIDT, R. F. *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie*, 29 ed. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin [u.a.], 2005.
- [110] SCHMITZ-RODE, T.; PFEFFER, J. G.; GRAF, S.; BUSS, F.; BRUCKER, C.; SIESS, T.; GUNTHER, R. W. Axial flow catheter pump for circulatory support. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1 (2002), 142–3.
- [111] SCHUMPELICK, V. *Chirurgie: 154 Tabellen*, 5 ed. Enke-Reihe zur AOÄ. Enke, Stuttgart, 2000.
- [112] SCHWARTEN, D. E. Clinical and anatomical considerations for nonoperative therapy in tibial disease and the results of angioplasty. *Circulation* 83, 2 Suppl (1991), I86–90.
- [113] SHIMOGA, K. B. A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dextrous Telemanipulation: Part I. Finger Force Feedback. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS), Seattle, Washington* (1993), 263–270.

- [114] SHIMOGA, K. B. A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dextrous Telemanipulation: Part II. Finger Touch Feedback. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS), Seattle, Washington* (1993), 271–279.
- [115] SILBER, S. Notwendigkeit neuer nichtinvasiver diagnostischer Verfahren zur Beurteilung der Koronararterienwand. *Aktuelle Trends in der invasiven Kardiologie (AZA)* (2000).
- [116] SMITH, C. U. *The biology of sensory systems*. Wiley, Chichester [u.a.], 2000.
- [117] SPERL, K. J. E. *Hämokompatibilität von bioaktiven und biopassiven Oberflächenbeschichtungen*. PhD thesis, Eberhard Karls Universität, Tübingen, 2005.
- [118] STASSEN, H. G.; SMETS, G. J. F. Telemanipulation and Telepresence. *Control Engineering Practice* 5, 3 (1997 1997), 363–374.
- [119] TALBOT, W. H.; DARIAN-SMITH, I.; KORNHUBER, H. H.; MOUNTCASTLE, V. B. The sense of flutter-vibration: comparison of the human capacity with response patterns of mechanoreceptive afferents from the monkey hand. *J Neurophysiol* 31, 2 (1968), 301–34.
- [120] TANIMOTO, M.; ARAI, F.; FUKUDA, T.; IWATA, H.; ITOIGAWA, K.; GOTOH, Y.; HASHIMOTO, M.; NEGORO, M. Micro force sensor for intravascular neurosurgery. *Robotics and Automation, 1997. Proceedings., 1997 IEEE International Conference on* 2 (20-25 April 1997), 1561 – 1566 vol.2.
- [121] TANIMOTO, M.; ARAI, F.; FUKUDA, T.; IWATA, H.; ITOIGAWA, K.; GOTOH, Y.; HASHIMOTO, M.; NEGORO, M. Micro force sensor for intravascular neurosurgery and in vivo experiment. *Micro Electro Mechanical Systems, 1998. MEMS 98. Proceedings., The Eleventh Annual International Workshop on* (25-29 Jan. 1998), 504 – 509.
- [122] TANIMOTO, M.; ARAI, F.; FUKUDA, T.; NEGORO, M. Force display method to improve safety in teleoperation system for intravascular neurosurgery. *Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on* 3 (10-15 May 1999), 1728 – 1733 vol.3.
- [123] TANIMOTO, M.; ARAI, F.; FUKUDA, T.; NEGORO, M. Augmentation of safety in teleoperation system for intravascular neurosurgery: a new control strategy for force display based on the variable impedance characterization. *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on* 4 (16-20 May 1998), 2890 – 2895 vol.4.

- [124] TANIMOTO, M.; ARAI, F.; FUKUDA, T.; TAKAHASHI, I.; NEGORO, M. Force display method for intravascular neurosurgery. *Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC '99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on* 4 (12-15 Oct. 1999), 1032 – 1037 vol.4.
- [125] TOROZKAY, R. Designstudie Haptischer Katheter - (smart catheter). 2003.
- [126] VERRILLO, R. T.; BOLANOWSKI, S. J.; GESCHIEDER, G. A. Effect of aging on the subjective magnitude of vibration. *Somatosens Mot Res* 19, 3 (2002), 238–44.
- [127] VOIT, M. *Faseroptische Schaltmodule*, vol. 8 of *Mikro- und Sensortechnik*. Inst. für Elektromechanische Konstruktionen, Darmstadt, 2005.
- [128] WEINERT, A. *Kunststofflichtwellenleiter: Grundlagen, Komponenten, Installation*. Publicis-MCD-Verl., Erlangen [u.a.], 1998.
- [129] WENDLANDT, J. M.; MORGAN, F. M. Actuator for Independent Axial and Rotational Actuation, 23.08.2002 2002.
- [130] WILKINSON, R. S.; FUKAMI, Y. Responses of isolated Golgi tendon organs of cat to sinusoidal stretch. *J Neurophysiol* 49, 4 (1983), 976–88.
- [131] WÜNSCHE, P.; WERNER, C.; BLOSS, P. Bending stiffness of catheters and guide wires. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1 (2002), 150–3.
- [132] WYSZECKI, G. *Color Science: Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae - Wiley Classic Library Edition*. John Wiley & Sons LTD, 2000.
- [133] ZÜRCHER, L. *Simulation der Strömung in der menschlichen Aorta*. PhD thesis, Karlsruhe (TH), 2003.

## Eigene Veröffentlichungen

### Tagungsbeiträge

DOERRER, C.; KERN, T.; WEBER, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Actuator-Sensor-System for a Haptic Display to Operate Machines*. Tagung Mechatronics, University of Twente, (2002), Seiten 1181-1183

KERN, T. A.; HERRMANN, J.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Concept of an Auxiliary System for Catheterization with Active Haptic Perception of Endovascular Walls*. Tagung Biomedizinische Technik, Band 49 Ergänzungband 2 (2004), Seiten 100-101

SCHAEFFER, A.; RETTIG, A.; BISLER, A.; BOCKHOLT, U.; KERN, T.A.; PETRA, S.; KRAMER, M. *Entwicklung einer Therapieeinheit für Patienten mit HWS Verletzungen anhand Virtual Reality Technik und computergestützter Kraftrückkopplung*. Deutsche Gesellschaft für Chirurgie, 122. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie München (2005)

KERN, T. A.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Design of a haptic display for catheterization*. Worldhaptics, 1st International Conference Pisa, IEEE, S. 477-478, (2005)

KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; SCHEMMER, B.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Application and Design of a Piezoelectric Ultrasonic Actuator*. Tagung Actuator (2006), Bremen, Band 2.4, Seiten 320-323

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Study of the Influence of Varying Diameter and Grasp-Forces on Mechanical Impedance for the Grasp of Cylindrical Objects* Eurohaptics, (2006), Paris, Seiten 113-118

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *HapCath: Forces acting on guide-wires during vascular navigation calculated with a viscoelastic vessel-model* Tagung Biomedizinische Technik (2006), Zürich, angenommener Beitrag

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R. *HapCath: Miniaturized Force Sensors for Catheterization* Tagung Biomedizinische Technik (2006), Zürich

KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *HapCath: Design of the user interface of a haptic display for catheterisation* Tagung Biomedizinische Technik (2006), Zürich

RÖSE, A.; KERN, T.A.; EICHER, D.; SCHLAAK, H.F. *INKOMAN: An intracorporal manipulator for minimally invasive surgery Concept and Structure* Tagung Biomedizinische Technik (2006), Zürich

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Closed loop stability analysis of an assistance system for catheterization* Tagung Worldhaptics (2007), Tsukuba - Japan, angenommener Beitrag

### Zeitschriftenartikel

KERN, T.A.; DOERRER, C.; SCHAEFFER, A.; RETTIG, A.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Virtuell operieren: Simulation und Darstellung von Kräften bei endoskopischen Eingriffen*. Zeitschr. themaForschung, Technische Universität Darmstadt, Band 2 (2002), Seiten 78-83

KERN, T.A.; HERRMANN, J.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Lösungsansätze für haptische Assistenz bei Katheterisierungen/Methods or Resolution for Haptic Assistance during Catheterization*. Zeitschr. Biomedizinische Technik, Band 50 (2005), Seiten 8-13

KERN, T.A.; RÖRUP, H.; WERTHSCHÜTZKY, R.; TAMMER, R. *A radio-controlled lightweight MRI compatible ultrasonic actuator for micrometer-positioning of electrodes during neuroethological primate research*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, eingereichter Beitrag

### Buchbeitrag

ROSSMANN, TORSTEN [Hrsg.]: *Bionik: aktuelle Forschungsergebnisse in Natur-, Ingenieur- und Geisteswissenschaft*. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg/New-York, 2005



---

## Erfindungen

KERN, T.A.; HERRMANN, J. *Punktionssystem mit aktivem haptischen Display*. DE 10143291 A1, 04.09.2001, Offenlegungsschrift

KERN, T.A.; MEISS, T. *Kraftsensor, Kraftsensoreinheit, langgestreckte Einrichtung und Verfahren zum Erfassen einer Kraft*. DE 10335313 A1, 01.08.2003, Offenlegungsschrift

KERN, T.A. *Elektrodynamische Antriebsvorrichtung*. DE 10319081 A1, 28.04.2003, Offenlegungsschrift

HERRMANN, J.; KERN, T.A. *Medizintechnische Vorrichtung mit einer langgestreckten Einrichtung*. DE 10303270 A1, 28.01.2003, Offenlegungsschrift

KERN, T.A.; MEISS, T. *[DE] Kraftsensor für eine langgestreckte Einrichtung [EN] Force sensor for an elongate device [FR] Capteur de force pour un dispositif oblong*. WO002005011511 A1, 19.07.2004, Offenlegungsschrift

KERN, T.A. *[DE] Elektrodynamische Antriebsvorrichtung [EN] Electrodynamic Drive Unit [FR] Systeme d'entraînement électrodynamique*. WO002004098029 A1, 27.04.2004, Offenlegungsschrift

HERRMANN, J.; KERN, T.A. *[DE] Medizintechnische Vorrichtung mit einer langgestreckten Einrichtung [EN] Medical Device comprising a longitudinally extended implement [FR] Systeme de technique medicale muni d'un dispositif oblong*. WO002004067053 A2, 21.01.2004, Offenlegungsschrift

SCHAEFFER, A.; RETTIG, A.; BISLER, A.; BOCKHOLT, U.; KERN, T.A.; RAUSCH, J.; KRAMER, M. *Vorrichtung zur Beeinflussung einer Kopfbewegung einer Person*. DE102004020817 A1, 28.04.2004, eingereichte Erfindung

MEISS, T.; KERN, T.A.; WERTHSCHÜTZKY, R. *Kraftsensor zum Erfassen mindestens einer Kraftkomponente*. DE102006xxxxxx A1, xx.06.2006, eingereichte Erfindung

KERN, T.A. *Filter, filter-system, measuring system and measuring instrument to make data related to a human touch operable among each other* DE102006xxxxxx A1, 18.05.2006, eingereichte Erfindung

KERN, T.A.; RÖRUP, H.; TAMMER, R. *Leichte MRT-kompatible Vorschubseinheit für Mikrometerpositionierung* DE102006xxxxxx A1, 28.06.2006, eingereichte Erfindung

## Betreute Studien- und Diplomarbeiten

MEISS, T. *Kraftmessung an Kathetern-Sensorentwurf*, Studienarbeit, Nr. 1523, Institut EMK (2003)

NIEMCZYK, M. *Modell für intracorporales Palpieren (Abtasten) endovaskulärer Gefäßsysteme*, Studienarbeit, Nr. 1559, Institut EMK (2004)

RAUSCH, J. *Kraftmessung an Kathetern - Analyse eines optischen Kraftsensors*, Studienarbeit, Nr. 1560, Institut EMK (2004)

VILLAR, I. *Haptisches Display für die minimal-invasive Chirurgie / Inbetriebnahme der Hardware und Entwicklung einer Demo-Software*, Diplomarbeit, Nr. 1544, Institut EMK (2004)

KOLB, A. *Aufbau und Analyse eines Messgerätes zur Ermittlung von Einklemmkraften nach dem Standard FMVSS 118 der amerikanischen Verkehrszulassungsbehörde NHTSA*, Diplomarbeit, Nr. 1561, Institut EMK (2004)

ZHEN, L. *Aufbau einer Internet basierten Plattform für den Austausch mit dem Begriff "Haptik" assoziierter Informationen*, Diplomarbeit, Nr. 1551, Institut EMK (2004)

SCHEMMER, B. *Entwicklung eines kombinierten Rotations- und Translationsaktors auf Basis einer Glockenankerwicklung*, Studienarbeit, Nr. 1545, Institut EMK (2004)

STÖHR, I. *Simulation und Aufbau eines analogen Reglers für eine hochdynamische Kraftquelle*, Diplomarbeit, Nr. 1602, Institut EMK (2006)

RAFFLENBEUL, L. *Konzeption und Aufbau eines Funktionsmusters zur telemetrischen Datenübertragung elektrisch-physiologischer Signale und Kommunikation von Steuerbefehlen zum Zwecke minimal-invasiver Tierversuche an frei beweglichen, nicht-humanen Primaten*, Diplomarbeit, Nr. 1605, Institut EMK (2006)

## Lebenslauf

### **Thorsten Alexander Kern**

Diplom-Ingenieur  
geb. am 03. Oktober 1975  
in Frankfurt am Main

### **Familienstand**

verheiratet

### **Schulbildung**

1982 - 1986	Grundschule Mammolshain
1986 - 1995	Bischof Neumann Schule Gymnasium Königstein

### **Zivildienst**

1995 - 1996	Jugendherberge Oberreifenberg
-------------	-------------------------------

### **Studium**

1996 - 1998	Grundstudium Elektrotechnik und Informationstechnik Technische Universität Darmstadt
1999 - 2002	Hauptstudium Elektrotechnik und Informationstechnik Fachrichtung Elektromechanische Konstruktionen Technische Universität Darmstadt

### **Berufliche Tätigkeit**

2002 - 2006	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen Technische Universität Darmstadt
-------------	---

Darmstadt, 28. Juni 2006